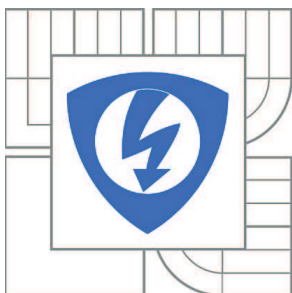


VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY



FAKULTA ELEKTROTECHNIKY A KOMUNIKAČNÍCH
TECHNOLOGIÍ

ÚSTAV BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ

FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND COMMUNICATION
DEPARTMENT OF BIOMEDICAL ENGINEERING

ELIMINACE ARTEFAKTŮ V OBRAZECH Z OPTICKÉ KOHERENTNÍ TOMOGRAFIE

ARTIFACT ELIMINATION IN OPTICAL COHERENCE TOMOGRAPHY IMAGES

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

BACHELOR'S THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

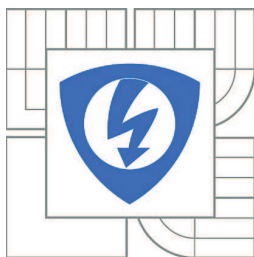
DENISA HANDOVÁ

VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

Ing. PETRA PODLIPNÁ

BRNO 2013



VYSOKÉ UČENÍ
TECHNICKÉ V BRNĚ

Fakulta elektrotechniky
a komunikačních technologií

Ústav biomedicínského inženýrství

Bakalářská práce

bakalářský studijní obor

Biomedicínská technika a bioinformatika

Studentka: Denisa Handová

ID: 136470

Ročník: 3

Akademický rok: 2012/2013

NÁZEV TÉMATU:

Eliminace artefaktů v obrazech z optické koherentní tomografie

POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:

1) Seznamte se s principem optické koherentní tomografie, jejími aplikacemi a charakterem obrazů a možných artefaktů. 2) Prostudujte literaturu zabývající se metodami eliminace artefaktů pruhového charakteru a tyto metody popište. 3) Navrhněte metodu řešení pro tyto artefakty dle pokynů vedoucího práce a implementujte ji v prostředí MATLAB. Dílčí části průběžně testujte na dostupných datech. 4) Vytvořte uživatelskou aplikaci v prostředí MATLAB s možností komfortního načtení dat včetně jejich zobrazení, odstranění artefaktů a zobrazení výsledků. Součástí aplikace bude pohodlné nastavování parametrů. 5) Aplikaci otestujte na širším souboru dat. Proveďte diskuzi výsledků a zhodnoťte navrženou metodu.

DOPORUČENÁ LITERATURA:

- [1] HOFER, Bernd et al. Artefact reduction for cell migration visualization using spectral domain optical coherence tomography. *Journal of Biophotonics*. 2011, roč. 4, č. 5, s. 355-367. ISSN 1864-063x.
[2] SCHMITT, J.M. Optical coherence tomography (OCT): a review. *IEEE Journal of Selected Topics in Quantum Electronics*. 1999, roč. 5, č. 4, s. 1205-1215. ISSN 1077260x.

Termín zadání: 11.2.2013

Termín odevzdání: 31.5.2013

Vedoucí práce: Ing. Petra Podlipná

Konzultanti bakalářské práce:

prof. Ing. Ivo Provazník, Ph.D.

Předseda oborové rady

UPOZORNĚNÍ:

Autor bakalářské práce nesmí při vytváření bakalářské práce porušit autorská práva třetích osob, zejména nesmí zasahovat nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a musí si být plně vědom následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení části druhé, hlavy VI. díl 4 Trestního zákoníku č.40/2009 Sb.

Abstrakt

Tato práce se zabývá seznámením s optickou koherentní tomografií. Je rozdělena do několika částí, kde se v úvodní části práce popisuje princip této metody, její matematické vysvětlení a charakteristika dvou možností akvizice dat – Time-domain OCT a Fourier-domain OCT. Dále jsou uvedeny možnosti využití této techniky v lékařství, a to v oftalmologii, kardiologii a neurologii. Třetí část se zabývá popisem artefaktů a způsoby jejich odstranění. Součástí práce je také řešení pro redukci těchto artefaktů v prostředí MATLAB a toto řešení je využito v uživatelské aplikaci pro odstranění pruhového artefaktu v obrazech z optické koherentní tomografie. V závěru jsou uvedeny příklady použití na naměřených datech.

Klíčová slova

Optická koherentní tomografie, Time-domain OCT, Fourier-domain OCT, pruhový artefakt.

Abstract

This work deals with familiarization with optical coherence tomography. It is divided into the several parts. The introductory part of the work describes the principle of this method, the mathematical explanation and characterization of two options for data acquisition - Time-domain OCT and Fourier-domain OCT. Below, the possibilities of using this technique in medicine, in ophthalmology, cardiology and neurology are described. The third part deals with the description of the artifacts and ways of their elimination. The work also includes solution for the reduction of these artifacts in MATLAB and this solution is used in the user application to remove artifact elimination in optical coherence tomography images. At the end, there are the examples of the measured and processed data.

Key words

Optical coherence tomography, Time-domain OCT, Fourier-domain OCT, stripe artifact.

Prohlášení

Prohlašuji, že svou bakalářskou práci na téma Eliminace artefaktů v obrazech z optické koherentní tomografie jsem vypracovala samostatně pod vedením vedoucího bakalářské práce a s použitím odborné literatury a dalších informačních zdrojů, které jsou citovány v práci a uvedena v seznamu literatury na konci práce.

Jako autorka uvedené bakalářské práce dále prohlašuji, že v souvislosti s vytvořením této práce jsem neporušila autorská práva třetích osob, zejména jsem nezasáhla nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a jsem si plně vědoma následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení § 152 trestního zákona č. 140/1961 Sb.

V Brně dne:

.....

podpis autora

Poděkování

Ráda bych poděkovala své vedoucí Ing. Petře Podlipné za trpělivost, ochotnou pomoc a potřebné rady při vypracovávání této bakalářské práce. Dále mé velké díky patří mé rodině za obrovskou podporu nejen při sepisování této práce, ale i během celého studia.

V Brně dne:

.....

podpis autora

Bibliografická citace

HANDOVÁ, D. Eliminace artefaktů v obrazech z optické koherentní tomografie. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2013. 48 s. Vedoucí bakalářské práce Ing. Petra Podlipná.

Obsah

Úvod	2
1 Princip OCT	3
1.1 Matematický popis	4
1.2 Time-domain OCT	6
1.3 Fourier-domain OCT	7
2 Využití OCT	9
2.1 Oftalmologie	9
2.2 Kardiologie	10
2.3 Neurologie	11
2.4 Výhody a nevýhody OCT	11
3 Artefakty	13
3.1 Redukce TVFP šumu	15
3.2 Eliminace pozadí	15
3.3 Spektrální tvarování	16
4 Realizace v MATLABu	17
4.1 Popis zpracování dat z OCT a filtrace	17
4.2 Uživatelská aplikace	18
4.3 Testování na datech	20
Závěr	24
Seznam literatury	25
Seznam obrázků	27
Seznam zkratk	28
Přílohy	I

Úvod

Zobrazovací techniky jsou nepostradatelné při správné diagnostice pacienta již několik století. Mezi první metody, které umožnily lékařům podívat se do nitra člověka již ve 12. století, patří zobrazování přístupných dutin (př.: nosní dutina) pomocí endoskopických zrcátek. Od tohoto počátku do současného 21. století udělala technika obrovský pokrok. Mezi dnešní nejznámější zobrazovací metody patří rentgen, moderní endoskopické metody, CT (výpočetní tomografie), NMR (nukleární magnetická rezonance) a ultrazvuk. Optická koherentní tomografie (dále OCT – Optical Coherence Tomography) je pro laickou veřejnost převážně neznámá. V posledních letech se ale tato metoda stala nepostradatelnou v oftalmologii při diagnostice sítnice, v kardiologii při vyšetření cév a v mnoha dalších odvětvích. Její největší výhodou je, že je neinvazivní, dokáže zobrazit fyziologii a morfologii tkáně „in situ“ (na místě) v poměrně vysokém rozlišení. Další obrovskou výhodou OCT je, že je to diagnostická metoda, u které se můžeme vyhnout použití ionizujícího záření.

První aplikace byly hlášeny před méně než 25 lety. Počátky leží v práci s interferometrií využívající bílé světlo, což vedlo k vývoji OADR (optical coherence-domain reflectometry), jednorozměrné (1D) optické techniky. Ačkoli OADR byla původně vyvinuta pro zjišťování vad v optických kabelech a síťových komponentech, její schopnost zkoumat oko a další biologické tkáně byla brzy rozpoznána. Vynikající optická rozlišovací schopnost OCT, které je dosaženo tím, že využívá krátkodobou časovou koherenci (short temporal coherence) širokopásmového zdroje světla, umožňuje OCT skenerům zobrazit mikroskopické struktury v tkáních v hloubce pod dosah světelných a konfokálních mikroskopů. Snímání v hloubkách větších než 2 cm bylo prokázáno v transparentních tkáních, jako je například oko a embryo žaby. V kůži a dalších vysoce rozptylových tkáních OCT zobrazuje malé krevní cévy a další struktury až do hloubky 1-2 mm pod povrchem. [10]

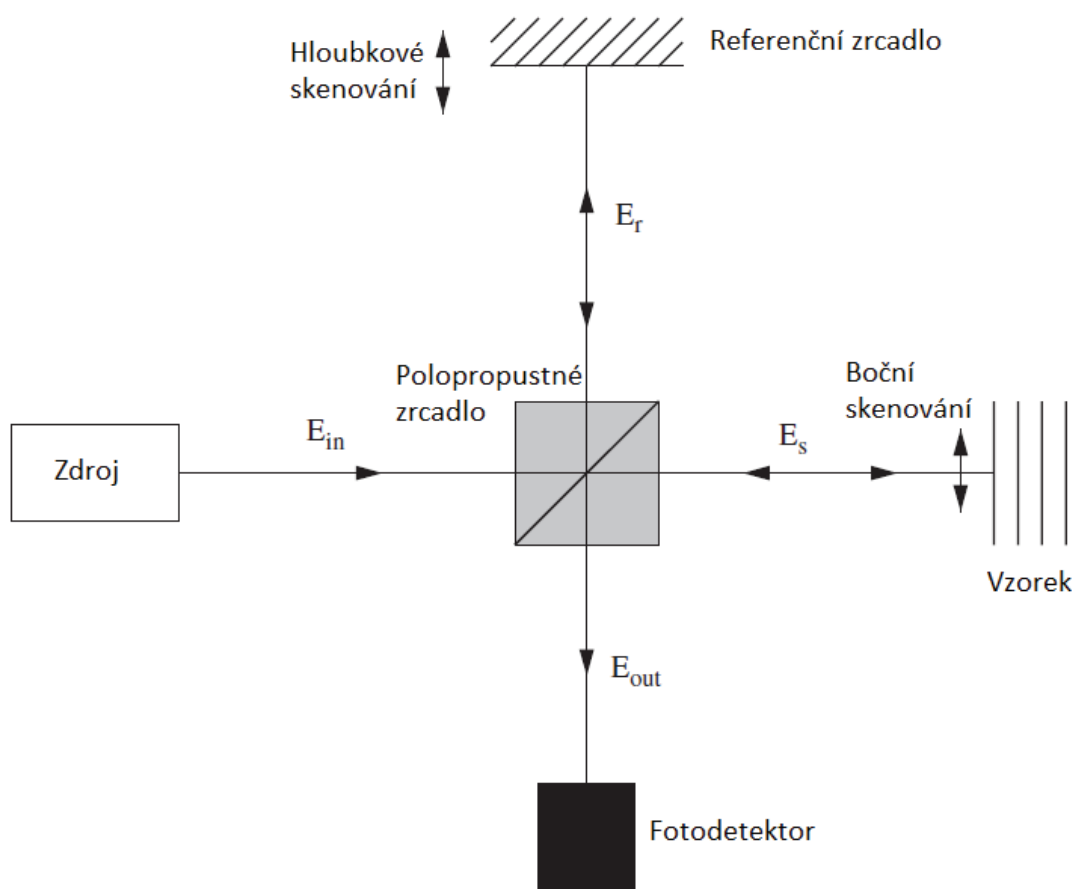
Cílem této práce je seznámit se s principem optické koherentní tomografie, jejími aplikacemi, charakterem obrazů a možných artefaktů. Dále jsou zde popsány metody eliminace artefaktů a navržena metoda řešení pro redukce pruhového artefaktu v prostředí MATLAB. Toto řešení je součástí uživatelské aplikace, kde je možnost pohodlného nastavování parametrů. V závěru je aplikace testována na širším souboru dat.

Eliminace artefaktů je důležitá z důvodu lehčí diagnostiky zobrazované tkáně, kterou uvítají hlavně lékaři.

1 Princip OCT

Základní princip OCT lze velmi obecně přirovnat k ultrazvuku. Optická koherentní tomografie ale využívá elektromagnetické záření z oblasti infračerveného světla (NIR), nejčastěji nad 800 nm až jednotky μm . Protože je rychlost světla příliš velká, nelze měřit čas odražených vln, tudíž se zde využívá jevu interference. [6]

OCT má základy v nízkokoherentní interferometrii (LCI – lowtime-coherence interferometry), kde je hloubka skenu závislá na čase. V Michelsonově interferometru se používá nízkokoherentní světlo jako zdroj. Na obrázku 1 je vidět základní schéma OCT, které z tohoto interferometru vychází. [2]



Obrázek 1- Standardní schéma OCT založeného na nízkokoherentním Michelsonově interferometru.

Převzato z [12]

Polopropustné zrcadlo rozdělí širokopásmové zdrojové pole E_{in} na pole E_r , které je referenční, a pole E_s , které jde do zkoumané tkáně. Vzorek tkáně je zaměřován prostřednictvím skenovací optiky a čočky objektivu do daného bodu. Po rozptylu a odrazu ve vzorku se pole E_s vrací zpět a spojí se s polem E_r v pole E_{out} na povrchu fotodetektoru. Podle toho, jaký je rozdíl mezi optickými dráhami E_r a E_s , dochází k fázovému posunu odražených paprsků. [10]

Princip vytvoření obrazu spočívá v bočním skenování, což vytváří řady axiálních skenů (tzv. A-skeny). Následné složení A-skenů vytvoří ucelený obraz. Každý A-sken má v sobě navíc informaci o síle odraženého signálu, která představuje hloubku skenované tkáně. [8]

1.1 Matematický popis

Pro matematický popis je dobré vyjádřit elektrické pole jako vlnovou rovnici

$$E(\omega, t) = s(\omega) \exp[-i(\omega t + kz)], \quad (1)$$

kde $s(\omega)$ vyjadřuje zdrojové amplitudové pole spektra, ω frekvenci a t změnu času. U referenčního zrcadla předpokládáme, že je ideální, a polopropustné zrcadlo rozdělilo pole na referenční a vzorkové podle intenzity propustnosti T_r referenčního pole a T_s vzorkového pole. Intenzity propustnosti spolu souvisejí a musí splňovat podmínku $T_r + T_s = 1$. Vzorek má frekvenční charakteristiku $H(\omega)$, která popisuje jeho vnitřní strukturu. Daná pole jsou definována jako

$$E_{in}(\omega, t) = s(\omega) e^{-i\omega t}, \quad (2)$$

$$E_r(\omega, t, \Delta z) = (T_r T_s)^{1/2} E_{in}(\omega, t) e^{-i\Phi(\Delta z)}, \quad (3)$$

$$E_s(\omega, t) = (T_r T_s)^{1/2} E_{in}(\omega, t) H(\omega), \quad (4)$$

$$E_{out}(\omega, t, \Delta z) = E_r(\omega, t) + E_s(\omega, t, \Delta z), \quad (5)$$

kde $\Phi(\Delta z)$ je fáze nahromaděná posunem referenčního zrcadla s geometrickou vzdáleností $\Delta z = \Delta t c / n_{air}$.

$$\Phi(\Delta z) = \frac{2\omega n_{air} \Delta z}{c}, \quad (6)$$

kde Δt odpovídá rozdílu času optických drah a c je rychlost světla ve vakuu. n_{air} představuje index lomu vzduchu, tudíž i tyto rovnice předpokládají, že interferometr je provozován ve vzduchu. [12]

Optické detektory se řídí zákony intensity detekčních zařízení, kde zaznamenaná intenzita je úměrná časovému průměru elektrického pole násobeného jeho komplexně sdruženým polem:

$$I(\omega, \Delta z) = \langle E_{out}(\omega, t, \Delta z) E_{out}^*(\omega, t, \Delta z) \rangle. \quad (7)$$

Lomené závorky označují časový průměr daný vztahem

$$I(\omega, \Delta z) = \lim_{T \rightarrow \infty} \frac{1}{2T} \int_{-T}^T E_{out}(\omega, t, \Delta z) E_{out}^*(\omega, t, \Delta z) dt. \quad (8)$$

Dosazením rovnice (2.5) do rovnice (2.7) lze vyjádřit, že intenzita je součtem tří podmínek:

$$I(\omega, \Delta z) = \langle E_s E_s^* \rangle + \langle E_r E_r^* \rangle + 2\Re\{\langle E_s E_r^* \rangle\}. \quad (9)$$

První dva členy mohou být označeny jako „self-interference“ (autointerferenční), přičemž poslední člen je reálná část z komplexu „cross-interference“ (vzájemná interference $E_s E_r^*$). Po nahrazení rovnice (2.2) až (2.4) a náhradou pole spektra $s(\omega)$ za příslušnou intenzitu spektra $S(\omega) = |s(\omega)|^2$, je intenzita, závislá na frekvenci a rozdílu drah, dána vztahem:

$$I(\omega, \Delta z) = T_r T_s S(\omega) |H(\omega)|^2 + T_r T_s S(\omega) + 2T_r T_s \Re\{S(\omega) H(\omega) e^{-i\Phi(\Delta z)}\}. \quad (10)$$

Frekvenční charakteristika vzorku $H(\omega)$ popisuje celkový odraz od všech struktur daných v rovině z ve vzorku a je definována jako

$$H(\omega) = \int_{-\infty}^{\infty} r(\omega, z) e^{i2n(\omega, z)\omega z/c} dz. \quad (11)$$

Funkce $r(\omega, z)$ je koeficient zpětného rozptylu ze strukturálních rysů vzorku a $n(\omega, z)$ je frekvenčně a hloubkově závislý index lomu. V exponenciální části je zohledněna fáze nahromaděná na mnohonásobných optických drahách v rámci daného vzorku. [12]

Z rovnice (2.10) je zřejmé, že informace o optické struktuře vzorku může být získána z měření jak z časové, tak i frekvenční oblasti. Tyto dvě metody OCT měření se nazývají Time-domain OCT (TD-OCT) a Fourier-domain (FD-OCT) a jsou popsány níže. [12]

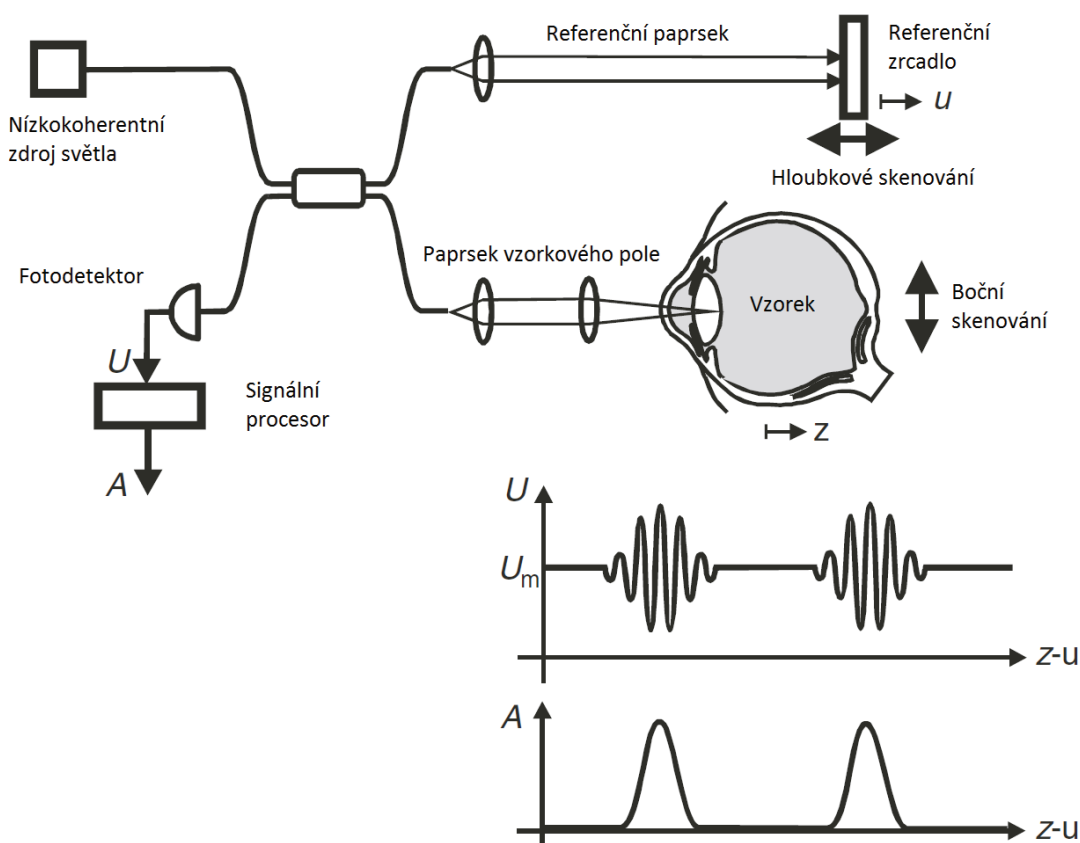
1.2 Time-domain OCT

Interferenční obrazec v časové oblasti lze získat tím, že referenční zrcadlo mění svoji polohu a tím se i mění délka optické dráhy referenčního paprsku. Délka optické dráhy referenčního paprsku a měřícího paprsku, který se odráží od vrstev vzorku, se potom porovnává. Většina současných komerčních OCT přístrojů, které byly vyvinuty pro oftalmologii, jsou na základě TD-OCT. [12]

Typický TD-OCT systém může používat jako zdroj superluminiscenční diodu (SLD), která pracuje se střední vlnovou délkou $\lambda_0 \approx 800$ nm a spektrální FWHM asi 50 nm. V takovémto systému by byla axiální rozlišovací schopnost přibližně 6 μ m. [12]

Nevýhodou této metody oproti níže uvedené Fourier-domain OCT je limitace rychlosti zobrazení, protože každý jednotlivý údaj o hloubce tkáně je detekován postupně.

Na obrázku 2 je vidět princip Time-domain OCT.

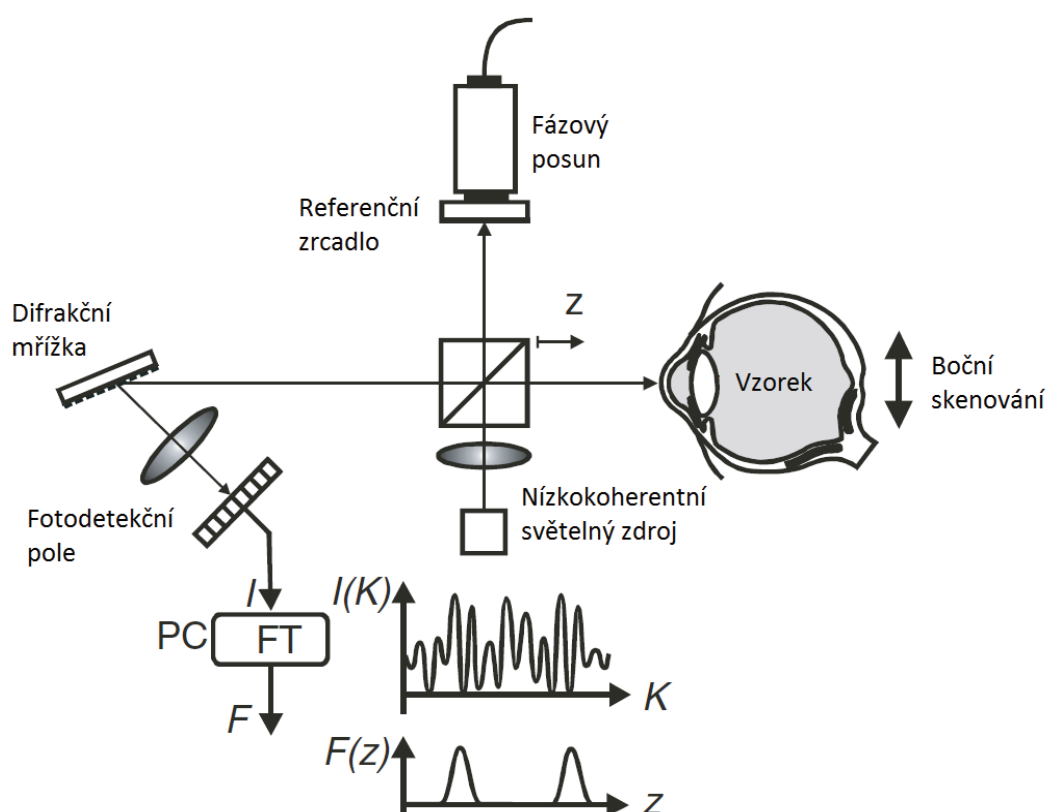


Obrázek 2 - Time-domain. Převzato z [2]

1.3 Fourier-domain OCT

Fourier-domain OCT má výhodu v tom, že k získání axiálních skenů (hloubkových) není potřeba žádné pohyblivé části. Referenční délka optické dráhy je pevná a detekční systém je nahrazen spektrometrem. Hloubková informace je potom odvozena z Fourierovy transformace výstupního spektra. [12]

Základní schéma FD-OCT je zobrazen na obrázku 3.

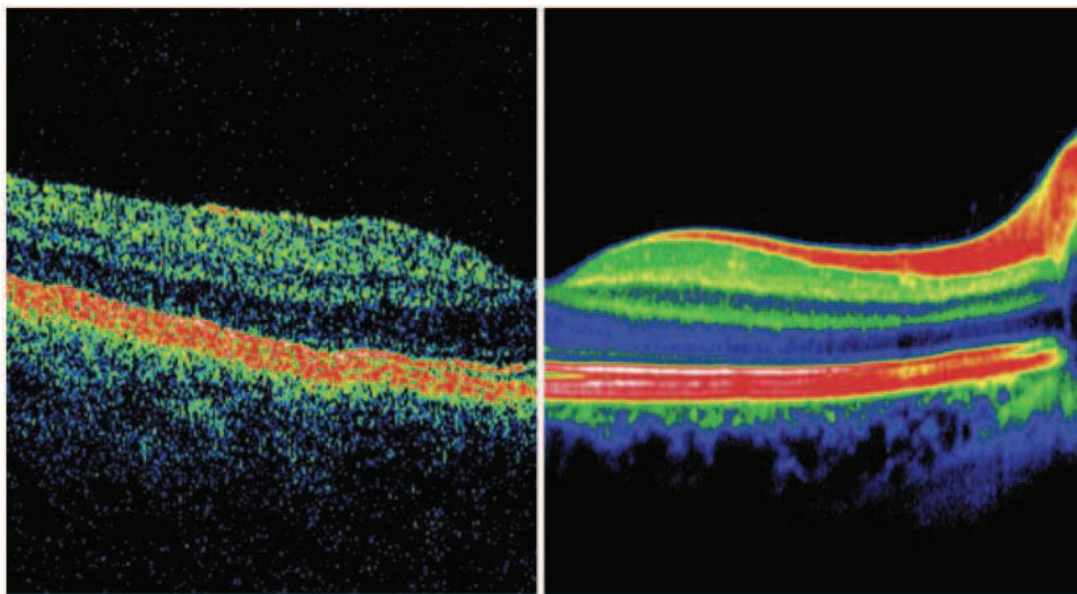


Obrázek 3 - Fourier-domain OCT. Převzato z [2]

FD-OCT má oproti TD-OCT lepší rozlišovací schopnost a také tato metoda přinesla rychlejší zobrazování, a to 18 000 až 40 000 A-skenů za sekundu. Díky vysoké vzorkovací frekvenci je minimalizovaná tendence k artefaktům, které můžou vzniknout pohybem vzorku, například při mimovolných očních pohybech. Dále je také umožněno hustší provzorkování tkáně. Výsledkem FD-OCT je přesný sken s minimem extremit nebo atypií v daných skenech. Lze tak zobrazit i porušení junkce vnitřního a zevního segmentu fotoreceptorů u pacienta s makulární dírou. Obvykle přístroje FD-OCT mohou nabídnout i funkce jako je například měření tloušťky sítnice nebo měření vrstvy nervových vláken sítnice a mnoho dalších. [7]

Díky FD-OCT lze velice dobře vytvořit i trojrozměrný model ve vysokém rozlišení. Toho se dá využít například při plánování operací. [7]

FD-OCT může být také realizována pomocí jediného detektoru rozmítáním zdrojového spektra a detekce intenzity vzhledem ke složkám frekvencí. FD-OCT tohoto typu bylo nazváno swept-source OCT (SS-OCT) a bylo prokázáno pomocí laditelného laseru. Mělo by být také možné použít monochromátor a širokopásmový světelný zdroj, avšak intenzita spektra monochromatického světla může být příliš nízká pro zobrazení vzorku ve vysokém rozlišení, pokud bude použita pouze konvenční SLD (superluminiscenční dioda). [12]



Obrázek 4 - Rozdíl mezi zobrazením Time-domain (vlevo) a Fourier-domain (vpravo). Převzato z [7]

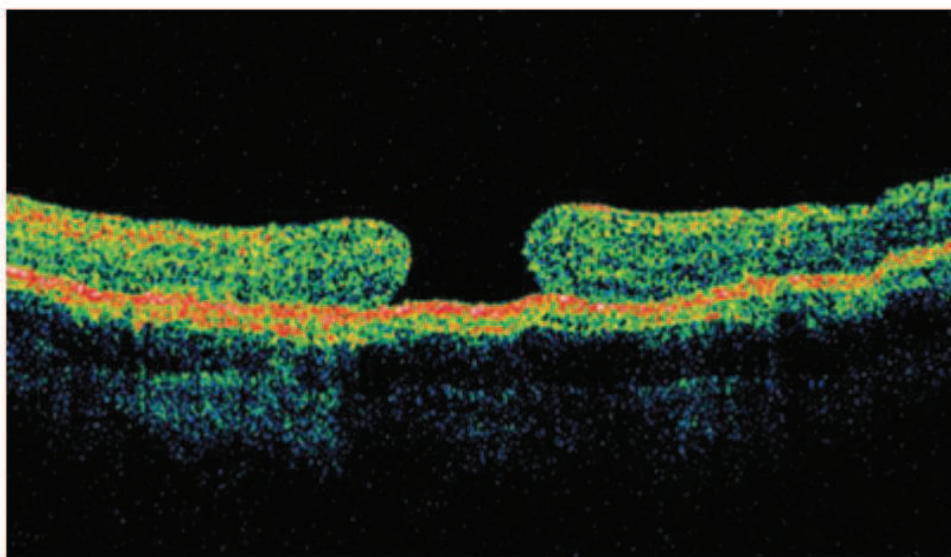
2 Využití OCT

Optická koherentní tomografie našla svoje uplatnění hlavně díky tomu, že je to bezkontaktní, neinvazivní a poměrně rychlá metoda, u které odpadá nebezpečí ionizujícího záření. Tím, že tato metoda nevyžaduje přímý kontakt s pacientem, je zajištěna i minimalizace rizika infekce.

OCT byla dříve využívána hlavně v oboru oftalmologie pro diagnostiku onemocnění sítnice. Tuto metodu lze také jednoduše aplikovat v dermatologii, například při detekci rané rakoviny kůže. Díky spojení OCT s endoskopickými metodami lze také provádět vyšetření v oblasti kardiologie a gastrologie.

2.1 Oftalmologie

Pomocí OCT lze diagnostikovat různé choroby sítnice, jako je například věkem podmíněná makulární degenerace, která je chronické degenerativní onemocnění projevující se snížením zrakové ostrosti, deformací obrazu, obtížemi čtení za šera, zhoršenou adaptací na tmou a horším vnímáním barevných odstínů. Dále lze diagnostikovat idiopatickou okulární díru postihující foveu, tedy centrální část žluté skvrny oční sítnice, v celé její tloušťce. Odchlípení sítnice, degenerativní myopie, vitreomakulární trakční syndrom, cystoidní makulární edém, diabetická retinopatie, Bestova choroba a mnoho dalších onemocnění sítnice může být dnes díky OCT rozpoznáno již v počátečních stádiích. [5], [7]



Obrázek 5 - Chronické stádium makulární díry. Převzato z [5]

Dále je také pomocí OCT možné rozpoznat nemoci zrakového nervu, jako je například glaukom. Tento název představuje skupinu chorobných stavů, které mají několik společných znaků, jako je vyšší nebo kolísavý nitrooční tlak, který je příliš vysoký pro zajištění dostatečného průtoku krve terčem zrakového nervu. [5], [7]

Další onemocnění, které lze diagnostikovat pomocí OCT jsou viteliformní degenerace dospělých projevující se hlavně metamorfopsií (porucha vnímání tvaru předmětů, př.: postižený vidí čáru jako vlnku) a mírným poklesem zrakové ostrosti, dědičné familiární drúzy, idiopatická polypoidální choroideální vaskulopatie postihující hlavně černošskou populaci, angiodní pruhy, které se projevují degenerací elastických vláken a objevují se v časném dětství. Dále lze pomocí OCT rozpoznat posttransplantační retinopatii, jenž se může velmi vzácně vyskytnout po orgánových transplantacích, solární retinopatii způsobenou přímým nebo nepřímým pozorováním slunce či toxickou retinopatii vyvolanou nežádoucími vedlejšími účinky. [5], [7]

Hlavní výhodou OCT je, že není nutná pupilární dilatace (rozšíření zornice). Klasický třímilimetrový otvor je pro vyšetření oka postačující.

2.2 Kardiologie

Onemocnění srdce a cév je ve vyspělých zemích nejčastější příčina úmrtí. Na zlepšení této skutečnosti se podílí rozvoj invazivní – intervenční i neinvazivní kardiologie. Při léčbě těchto onemocnění se nejčastěji využívá RTG koronární angiografie. Pro přesnější diagnostiku se využívá IVUS (intravaskulární ultrazvuk) a OCT. Díky OCT lze zachytit drobné angiografické změny, jako jsou drobné disekce cévní stěny či přítomnost drobného trombu (krevní sraženina) a nestabilního plátu. Zároveň jde posoudit přesné složení plátu, kvalitu cévní stěny a vlastního lumen. OCT je oproti IVUS o jeden řád přesnější (rozlišení IVUS 100 μm , OCT 10 μm). [1]

Lékař může získat trojrozměrný pohled na koronární tepnu včetně longitudinálního a transversálního obrazu, ale optimální kvality zobrazení je dosaženo pouze při naplnění tepny nejlépe kontrastní látkou.[1]

Systém, který je potřeba k takovému vyšetření, se skládá z ovládací jednotky, OCT katétru a zařízení pro automatický zpětný posun katétru („pull back“). Současná zařízení pracují pouze s proplachem tepny kontrastní látkou nebo fyziologickým roztokem, protože se musí odstranit krev z lumen. Kontrastní látka má vyšší viskozitu a proto je vhodnější pro odstranění krve než fyziologický roztok. Na začátku vyšetření se musí propláchnout katetr kontrastní látkou a poté nakalibrovat. Potom se zavádí vodící cévka, následuje zavedení klasického ultratenkého intrakoronárního vodiče a až nakonec se do vyšetřovaného místa zavede OCT katétr. Katétr se umístí na okraj

vyšetřovaného místa a do tepny je vstříknuta kontrastní látka (nebo fyziologický roztok) rychlostí 3-5 ml/s. Zároveň se spustí zařízení pro automatický zpětný posun katétru, díky kterému můžeme vyšetřit až 50 mm cévy během tří sekund. [1]

Hlavní využití OCT je při implantaci stentů, kdy struty stentu jsou vzhledem k vysílači uloženy povrchově a blokují šíření paprsků. Tím vznikne charakteristické stínění. Při kontrolním OCT vyšetření se sleduje, zda jsou struty stentů překryty neointimou. [1]

OCT vyšetření je omezeno u výrazně kalcifikovaných a vinutých tepen. Další omezení je u vyšetření cév s velkým průměrem (př.: kmen levé věnčité tepny), které je způsobeno nižším průnikem signálu do stěny cévy. [1]

2.3 Neurologie

Jedno z vážných onemocnění v oboru neurologie je roztroušená skleróza. Jedná se o chronické zánětlivé onemocnění centrálního nervového systému. Přesná příčina této nemoci není známá. Pro diagnostiku této nemoci se hlavně využívá magnetická rezonance, kde se využívají metody měřící vývoj celkové mozkové atrofie (úbytek tkáně) a techniky odrážející ložiskovou patologii. Jako pomocnou metodu k MR lze využít OCT, díky které lze neinvazivně zobrazit axony CNS. [4], [9]

Je zde využito faktu, že zraková dráha je jednou z nejčastějších postižených oblastí. V přední části této dráhy jsou čistá axonální vlákna bez myelinových obalů, což umožňuje přímé sledování neurodegenerativních procesů. Sledujeme zde redukci tloušťky fibrózní vrstvy optického nervu. [4], [9]

Při využití OCT je potřeba brát ohled na to, že je to jen pomocná metoda, která může pomoci při diagnostice a to z několika důvodů. Nemůžeme s jistotou tvrdit, že axony, které se podílejí na stavbě optických nervů, jsou podobné neuronům v CNS. Dále není dokázána přímá úměra mezi globálním poškozením CNS a redukcí tloušťky fibrózní vrstvy optického nervu. [4], [9]

2.4 Výhody a nevýhody OCT

Za poměrně velkým rozšiřováním a zdokonalováním této metody se vědci a lékaři ženou hlavně díky jejím přednostem. Velice příznivé pro tento rozvoj je odpadající riziko ionizujícího záření při vyšetření optickou koherentní tomografií. Jednou z dalších výhod je to, že OCT má hloubkové rozložení oddělené od transverzálního. Rozlišení hloubkového skenu může být až 1 μm . Díky tomu, že OCT techniky poskytují vysoký dynamický rozsah a sensitivitu, tedy více než 100 dB, je umožněna biopsie „in situ“. Dále je OCT na rozdíl od ultrazvukového vyšetření bezkontaktní a také

na rozdíl od fluorescenční angiografie neinvazivní, čehož je využito hlavně v oftalmologii. Pro tuto neinvazivnost a bezkontaktnost pacienti, a hlavně děti, vyšetření touto metodou velice dobře snášejí. OCT je extrémně užitečná při poskytování kvantitativních informací o změně tloušťky makuly. [8], [2]

Ačkoli je OCT velice užitečná technika, jsou zde i limity a potenciální problémy s jejím užitím. OCT snímky jsou degradovány v případě, že vzorek je neprůsvitný, například při kataraktě (šedém zákalu) oka. Navíc je kvalita skenu závislá na schopnostech obsluhy OCT. Vyšetření pomocí OCT se také nemusí povést, pokud pacient nespolupracuje, protože po dobu skenování se daná tkáň nesmí pohybovat. Dále také měření tloušťky fovey (centrální část žluté skvrny sítnice) může být nepřesné díky špatnému zaměření středu fovey. [8]

3 Artefakty

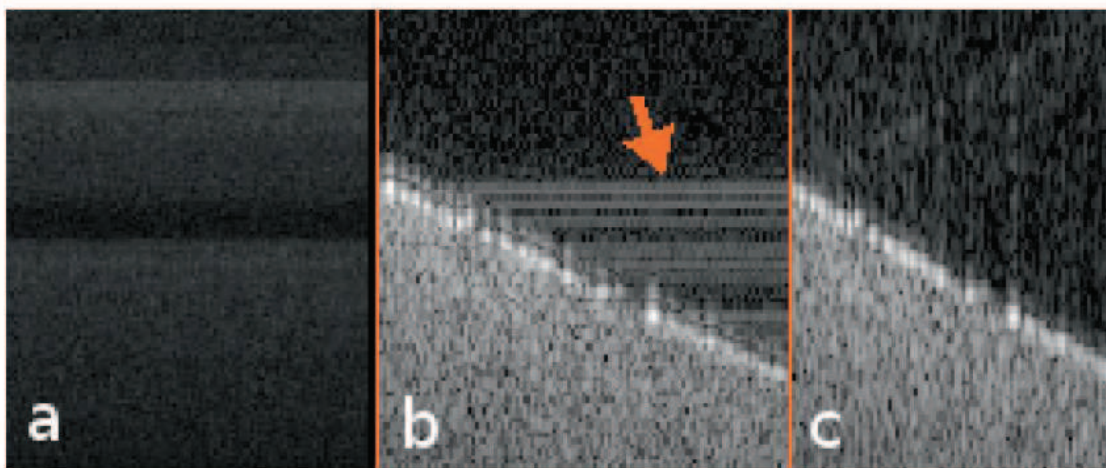
Optická koherentní tomografie byla navržena pro zobrazování tkání ve 3D. Potíže u OCT signálů vznikají díky buněčným vzorkům, které vykazují vysoký dynamický rozsah. To může být problém při užití standardních zpracování signálů pro obrazové informace. Jedna z mezí 3D dekonvoluce, která má za úkol odstranit z nasnímaných dat části vzniklé při snímání v důsledku optických vlastností a omezení OCT, je, že přidaný šum má tendenci snižovat citlivost. [3]

Jednou z možností, jak nemuset nutně používat zpracování signálu pro odstranění pozadí (autokorelace zdrojového spektra a šumu se stálým charakterem (fixed-pattern noise)), je použít jednu z modalit Fourier-domain OCT, Swept-source OCT, která má také výhodu v duální vyrovnané detekci. V současné době klasické FD-OCT překonává SS-OCT z hlediska rozlišení díky dostupnosti širokopásmových laserů. FD-OCT také dosahuje ultra vysoké rychlosti srovnatelné s nerychlejšími dostupnými SS-OCT systémy. Nicméně FD-OCT vyžaduje velké množství zpracování signálu pro pozadí. [3]

Dřívější filtry na odstranění pozadí nebyly příliš spolehlivé a byly silně závislé na aktuálním zdroji světla. Pozadí signálu se odhadovalo přímo z tomografických dat. Pomocí průměru B-skenových dat z odhadu zdrojového spektra a pevně daného šumu lze odstranění pozadí účinně dosáhnout odečtením. [3]

Bylo zjištěno, že u OCT signálů s vysokým dynamickým rozsahem jejich průměrné vlastnosti pozadí signalizují významné vychýlení, které může způsobit narušení v tomogramech. To je způsobeno asymetrickým rozdělením pravděpodobnosti zjištěného signálu, neboli fáze distribuce v A-liniích není náhodná. Průměrné spektrum obsahuje strukturální informace, které také pocházejí od silného rozptylu. Proto by bylo výhodnější navrhnout nový postup pro odstranění pozadí, který užívá medián základu signálového pozadí. [3]

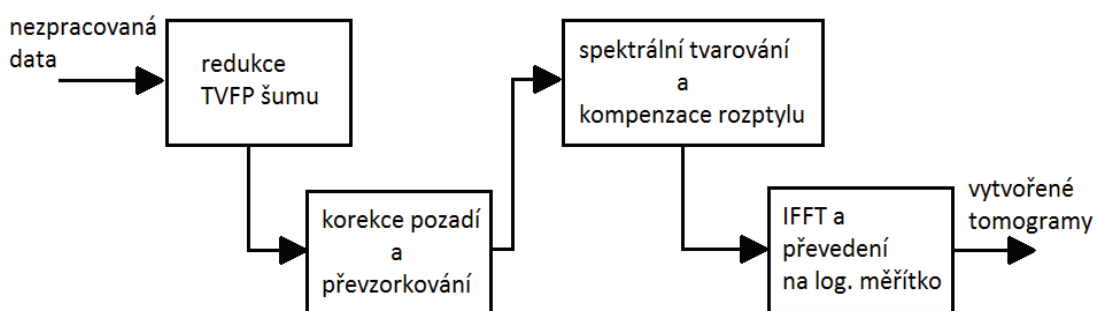
Artefakty, se kterými se můžeme setkat ve zobrazení optické koherentní tomografie jsou šum způsobený snímačem (camera noise floor), pruhové artefakty a modulace zobrazení (image modulations). Tyto artefakty vedou k nepřesným výsledkům v automatizované analýze obrazu pomocí počítače. Na obrázku 6 jsou zmíněné artefakty zobrazeny. [3]



Obrázek 6 - Artefakty přítomny v OCT zobrazení. Převzato z [3]

- a) šum snímače;
- b) pruhový artefakt;
- c) modulace zobrazení.

Na obrázku 7 je blokové schéma pro zpracování signálů z FD-OCT. Je důležité brát na vědomí, že je hlavní zájem o potlačení dvou složek, a to časově proměnného šumu, tj. TVFP, a artefaktů způsobených nesprávným pozadím odhadu.



Obrázek 7 - Blokové schéma navrhované redukce artefaktů pro vytvoření tomogramů z nezpracovaných dat FD-CT. Převzato z [3]

TVFP redukce šumu musí být zpracována před převzorkováním, protože jinak by se TVFP šum rozšířil v prostorové doméně po Fourierově transformaci. Na druhou stranu, odhad a korekce pozadí musí být spočítáno po převzorkování z toho důvodu, že artefakty pocházejí od skutečné struktury vzorku. [3]

Současné realizace mají pevnou strukturu redukce šumu a korekci pozadí kombinovanou do jednoho kroku zpracování, který je následován spektrálním převzorkováním. Díky navrženému postupu potlačení TVFP šumu, který je specifický pro každý snímač, se stává nezávisle prvním krokem zpracování. Korekce pozadí

a převzorkování jsou zobrazeny jako kombinovaný úkol. Výsledné interferenční spektrum je posunuto do finálně upraveného bloku. Zde spektrální tvarování upravuje obálku interferenčního spektra s cílem minimalizovat boční laloky ostrých vrcholů v signálu. Navíc kompenzace rozptylu mění fázi interferenčního spektra pro maximalizaci tomografického řešení. Opravené interferenční spektrum je transformováno do prostorové domény přes inverzní FFT (Fast Fourier transform) a do finálního tomografu jsou data získávána pomocí zobrazování signálního rozsahu v logaritmickém měřítku. [3]

3.1 Redukce TVFP šumu

Redukce TVFP šumu je realizována pomocí spojení různých výběrů dat z Fourierovy transformace. S blokovaným světelným zdrojem, vycházející signál spektrometru obsahuje jenom pevně daný šum (fixed-pattern noise) při podmínce zanedbání stochastického šumu.

Konvenční procesy určují pevně daný šum (fixed-pattern noise) pomocí zprůměrování všech hloubkových skenů a výpočtu TVFP šumu z nezpracovaných dat. Po spektrálním převzorkování dat z optické frekvence závislé na pixelech do jednotně rozložených frekvencí, je TVFP tomogram získán pomocí Fourierovy transformace. Protože šum pozadí snímáče není prostorově jednotný, tak se objevují rušivé vodorovné pásy s větší průměrnou intenzitou. Jak již bylo uvedeno výše, transformace hrubých dat do hloubkově šířené domény, potlačení TVFP šumu používajícího maskové filtrování a transformace výstupního filtru do Fourier-domain, musí být prováděny před převzorkováním, protože to vede k minimálnímu zkreslení dat tomografem skrze řádkou filtrovací masku. [3]

3.2 Eliminace pozadí

Se standardním procesem se pozadí signálu odhadne pomocí příčného průměrování hrubých dat a následného odečtení. Po odečtení pozadí následuje spektrální převzorkování.

Opakem k předešle popsanému odečítání pozadí je, že nezpracovaná data jsou prvně převzorkována s hodnotami na získání ostré časové výběrové oblasti strukturních vzorků v tomogramu. Komplexně hodnocené pozadí signálu je potom odhadováno v Time-domain používající průsečík střední hodnoty a je transformováno do frekvenčního pole. Pozadí signálu je pak odečteno ve frekvenčním poli. Metoda založená na průměrování může být ekvivalentně použita i v Time-domain, ale počítání komplexní střední hodnoty, jak se používá u Fourier-domain, u ní nemůže být použito

z důvodu, že střední hodnota je nelineární operací, která je Fourierovou transformací neměnná. [3]

Vodorovné pruhové artefakty vznikají díky vysoce odrazným vrstvám. Na oční sítnici to může způsobovat například vnitřní limitující membrána nebo pigmentový epitel sítnice. Odečtením střední hodnoty pozadí lze vytvořit obraz bez pruhových artefaktů. [3]

3.3 Spektrální tvarování

Gaussovský tvar zdrojového spektra je výhodný v OCT z důvodu úzkého axiálního PSF (point-spread function) s minimálními bočními laloky (side lobes). Avšak spektrum dostupných světelných zdrojů se často odchyluje od Gaussovského nebo jiného vhodného hladkého spektrálního tvaru. Tvarování optického zdroje je sice možné, ale komplikuje optické nastavení. Proto bylo navrhováno mnoho početních apodizačních technik pro PSF optimalizaci dat z TD-OCT a FD-OCT. Všechny techniky zahrnují dekonvoluci s odhadem nebo měřením obálky spektra. Zatímco v prvních přístupech bylo spektrum stanoveno z jediného odraženého povrchu, novější přístupy prokazují, že zdroj fluktuace může být zpracován s odhadem z tomografických údajů. Pokud bude snížen axiální rozsah měření, apodizace (metoda upravování difrakčního obrazu) na jednotlivých hloubkových skenech, může být provedena i pro velmi nestabilní světelné zdroje. [3]

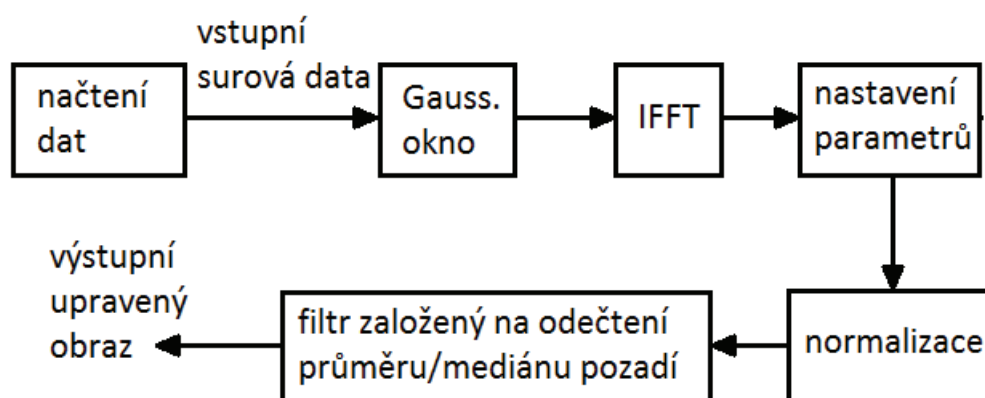
Použití Gaussova okna a konvenčního odhadu sníží boční laloky (sidelobes), avšak modulace podmínek narážející na spektrální obálku způsobuje pruhové artefakty. S „analytickou“ obálkou odhadu a modulačními podmínkami spektrální obálky jsou podstatně tyto artefakty sníženy a spektrální tvarování může být dosaženo bez zavedení artefaktů. [3]

4 Realizace v MATLABu

Při vlastní metodě řešení redukce pruhového artefaktu v prostředí MATLABu se vycházelo z výše uvedeného popisu v kapitole 3. V této kapitole je popsán filtr, který je založen buď na odečtení průměrné nebo mediánové hodnoty daného řádku či sloupce od pixelu. V uživatelské aplikaci je možnost zvolení si z obou metod. Navíc si uživatel může vybrat, zda bude odečítat průměrné či mediánové hodnoty pouze z řádku nebo sloupce.

4.1 Popis zpracování dat z OCT a filtrace

Pro lepší pochopení je zde uvedeno schéma vlastní realizace pro redukci pruhového artefaktu, které lze vidět na obrázku 8.



Obrázek 8 - Schéma vlastního řešení

Na začátku celé realizace je potřeba načíst data. To je zajištěno pomocí funkce *fopen*. Dále se načte hlavička dat, ve které jsou popsány vlastnosti jako je například výška a šířka jednoho obrazu, dále kolik je v celkovém 3D obrazu 2D obrázků, délka FFT, velikost rámce, atd. Po načtení hlavičky se otevře tabulka, ve které uživatel upřesní, kolik obrazů chce zobrazit. Zde se zadává číslo počátečního a koncového obrázku.

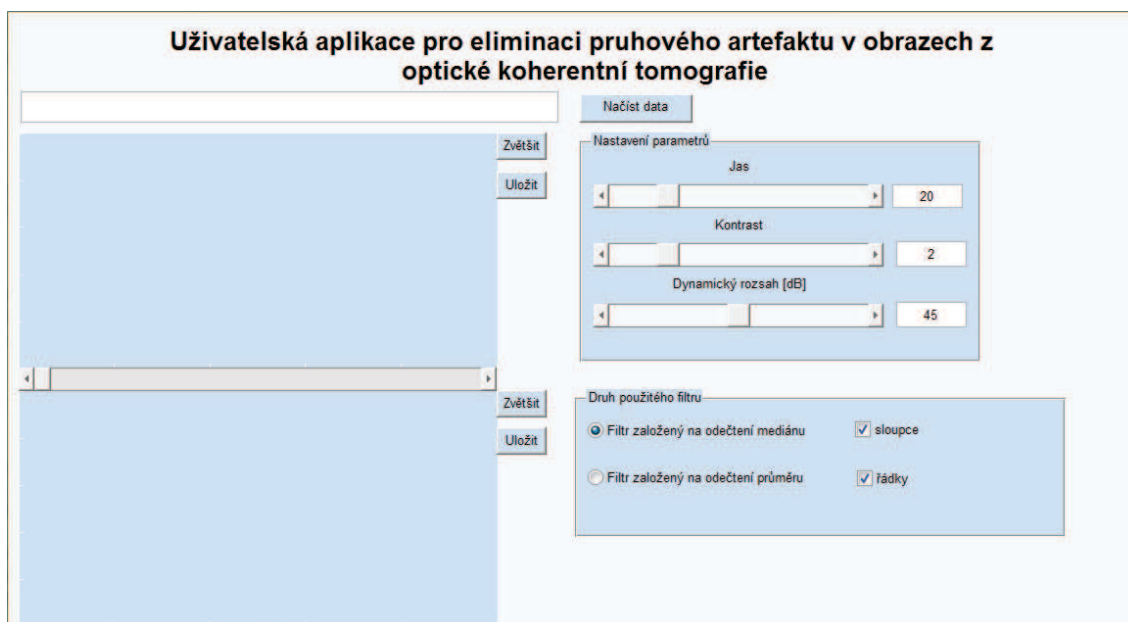
Následuje již samotné zpracování dat, kde se nejdříve upraví načtená surová data Gaussovským oknem. Dále je zde použita zpětná Fourierova transformace a pro lepší zobrazení proběhne normalizace dat, která má za úkol eliminovat odchylky. Ještě před normalizací je vložena část, kde se dají nastavit hodnoty kontrastu, jasu a dynamického rozsahu. Takto upravená data jsou potom vykreslena.

V další části je již samotná redukce artefaktů založená na odečtení průměru nebo mediánu pozadí od daného pixelu. To je zajištěno dvěma cykly *for*, kde jeden cyklus zajistí, aby odečtení proběhlo po sloupcích a druhý po řádcích. V cyklu určeném pro sloupce se od každého pixelu ve sloupci odečte průměrná nebo mediánová hodnota všech pixelů v daném sloupci. To samé je analogicky provedeno i v cyklu určeném pro řádky. Na konci se upravená data vykreslí.

Zpracování dat z OCT a jeho filtrace je realizované v OCT.m.

4.2 Uživatelská aplikace

Uživatelská aplikace je vytvořena v MATLABu pomocí GUIDE. Návrh tohoto prostředí je vyobrazen na obrázku 9.



Obrázek 9 - Uživatelské prostředí

V tomto rozhraní si uživatel může nastavovat různé hodnoty. Nejdříve je zapotřebí načíst data. To se provádí pomocí tlačítka „Načíst data“. Kliknutím na toto tlačítko se otevře okno, ve kterém lze vybírat pouze ze souborů, které mají koncovku *.FRG. Po otevření daného souboru se zobrazí originální obrázek v horním okně a filtrovaný v okně dolním. Výběr daného obrazu v hloubce skenu z OCT lze nastavit pomocí slideru mezi dvěma zobrazovacími okny.

Pro filtraci je přednastaven filtr založený na odečtení mediánu celého pozadí (tedy sloupců i řádků). Uživatel si ale může vybrat také možnost filtrace založené na odečtení průměrné hodnoty pozadí. Je zde také možnost odečtení pouze průměrné nebo mediánové hodnoty jenom řádků či sloupců. Pokud bude v daném obraze pouze

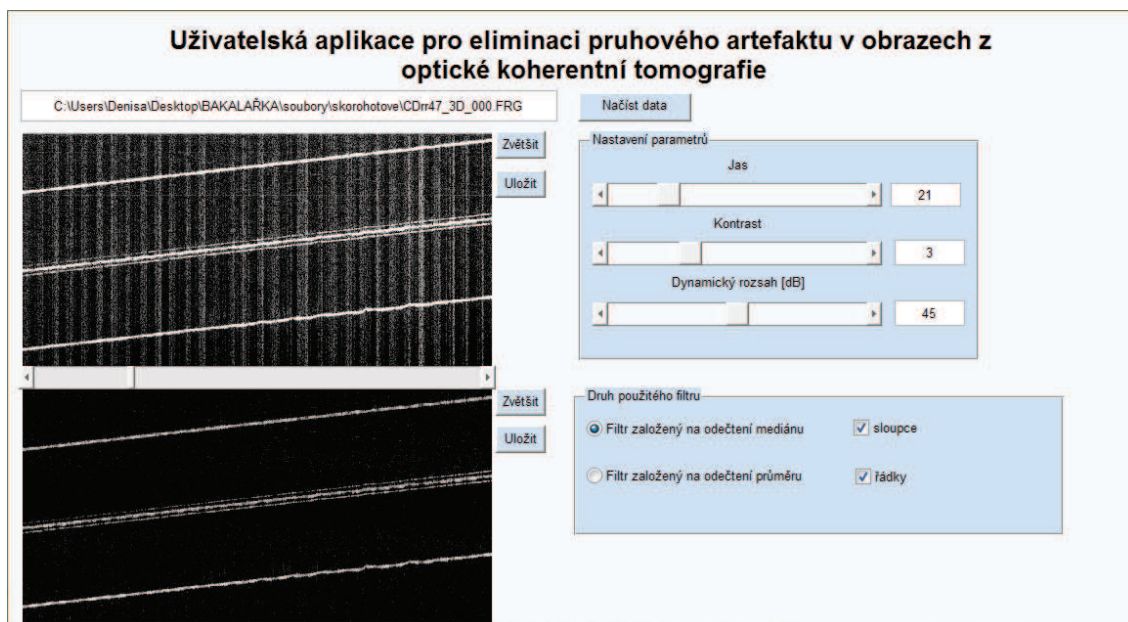
pruhový artefakt svislý, je výhodnější použít pouze odečtení průměrné nebo mediánové hodnoty sloupců. Filtrovaný obraz potom není tolik zkreslený.

V panelu „Nastavení parametrů“ lze nastavovat jas, kontrast a dynamický rozsah. Lze to jednak pomocí slideru a nebo pomocí vepsání čísla do daného pole. Po spuštění aplikace jsou tyto parametry přednastaveny na hodnotu jasu 20, kontrast 2 a dynamický rozsah 45 dB.

Vedle oken pro zobrazení originálního a filtrovaného obrazu jsou tlačítka pro zvětšení a uložení obrazů. Ukládat lze ve volitelném formátu (*.jpg, *.png, *.bmp, *.tiff). Možnost ukládání je zde zvolena ze tří důvodů. Jednak pro to, aby se na vyfiltrovaný obrázek mohl podívat kdokoli z jiného počítače, aniž by musel mít k dispozici program pro filtraci. Dále je to z důvodu, že data z OCT jsou velká a uložením v jiném menším formátu lze obrázky lépe posílat sítí k další osobě, která tak může daná data hodnotit. Navíc se data v menší velikosti lépe archivují a mohou se archivovat pouze zajímavé části z celého OCT skenu.

Po kliknutí na tlačítko zvětšit se otevře samostatné okno, ve kterém je vyobrazen daný obraz. Může se tak uživateli lépe provádět analýza naměřených dat z OCT.

Příklad filtrace v uživatelském prostředí je na obrázku 10.



Obrázek 10 - Filtrace v uživatelském prostředí

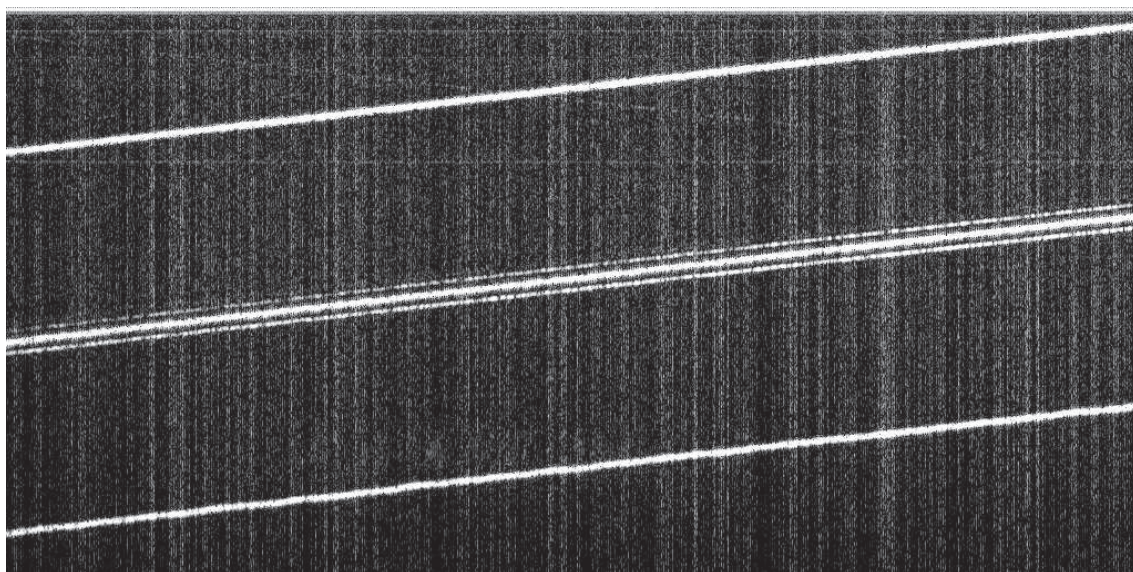
4.3 Testování na datech

Nejdříve bylo potřeba daná data získat. To bylo provedeno měřením na optickém koherentním tomografu typu Thorlabs OCS1300SS. Tento přístroj představuje druh FD-OCT, přesněji určeno Swept-source OCT. Je ideální pro zobrazování vzorků s vysokým rozlišením, jako jsou malá zvířata a biologické tkáně. Centrální vlnová délka 1325 nm a koherenční délka 6 mm laserového zdroje umožňuje hloubkové zobrazení tkání až do 3 mm. OCS1300SS se skládá z procesoru, řídicího a zobrazovacího modulu, počítače s uživatelským softwarem, ruční sondy a stojanu. [11]

V předchozí kapitole 3 bylo uvedeno, že metoda SS-OCT již nepotřebuje další zpracování. Přístroj, na kterém jsme měřili, umožňuje nastavit, zda uživatel artefakty potlačit chce nebo nechce. Pro účely této práce bylo nutné se výhody zpracování artefaktů přístrojem vzdát.

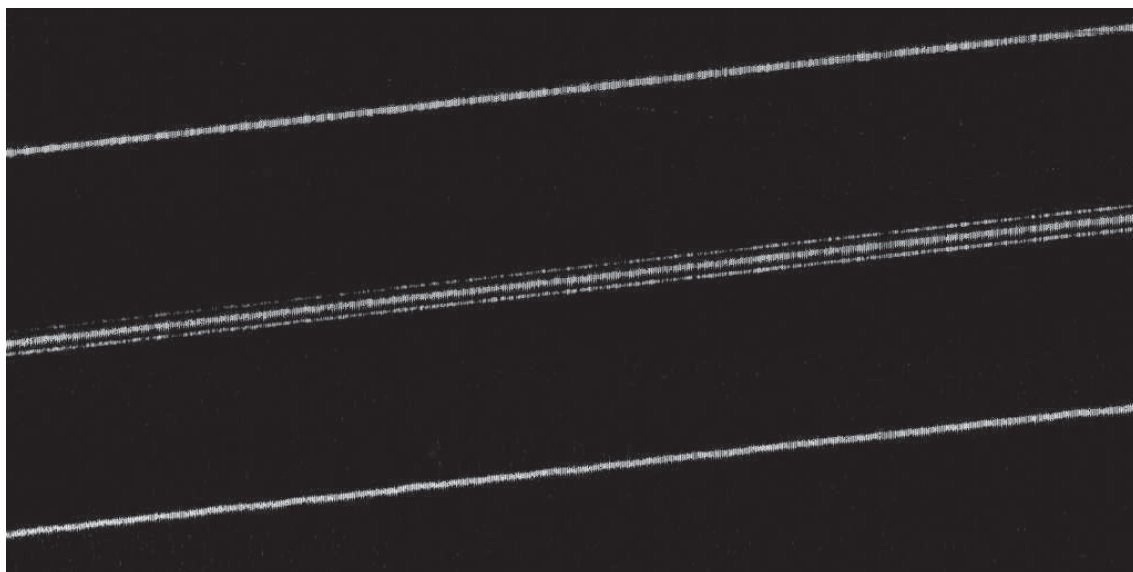
Na získaná data byla použita výše uvedená eliminace artefaktů. Uvedené obrázky byly získávány pomocí jednoduchého ukládání v uživatelské aplikaci.

Obrázky 11 - 16 jsou z OCT skenování CD. Pro originální obraz byl použit jas 30, kontrast 3 a dynamický rozsah 45 dB. Tyto parametry se nastavují pouze u originálního obrazu, který je následně filtrován. Je zde vidět četný pruhový svislý artefakt.



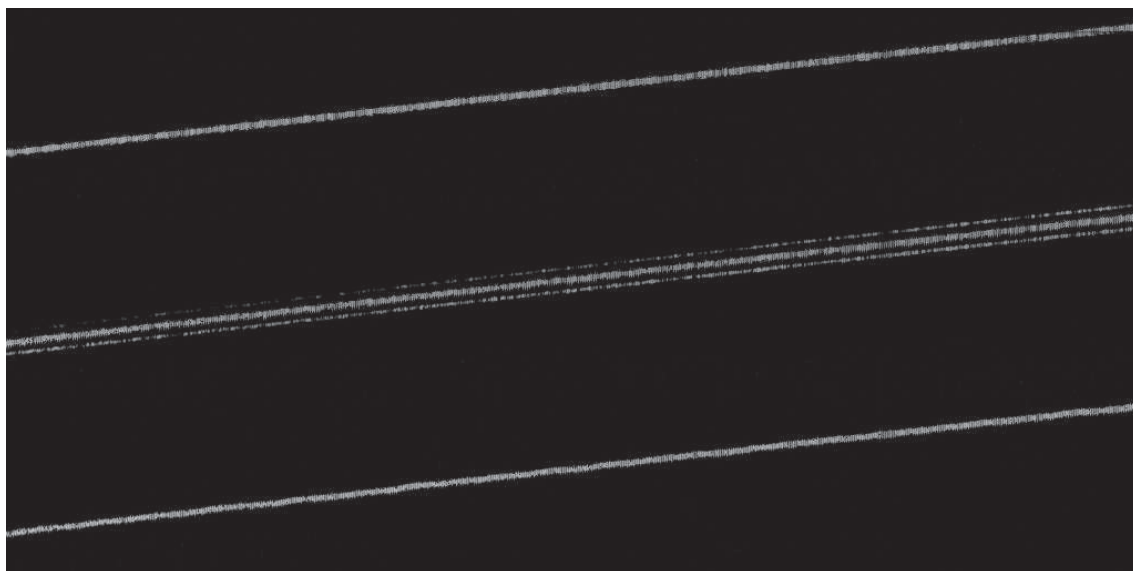
Obrázek 11 - Originál - CD

Na obrázku 12 je vidět filtrovaný obraz pomocí odečtení mediánu sloupců i řádků. Je zde výrazně potlačený pruhový artefakt jak svislých, tak i dvou vodorovných proužků v horní části a zůstal jen užitečný obraz.



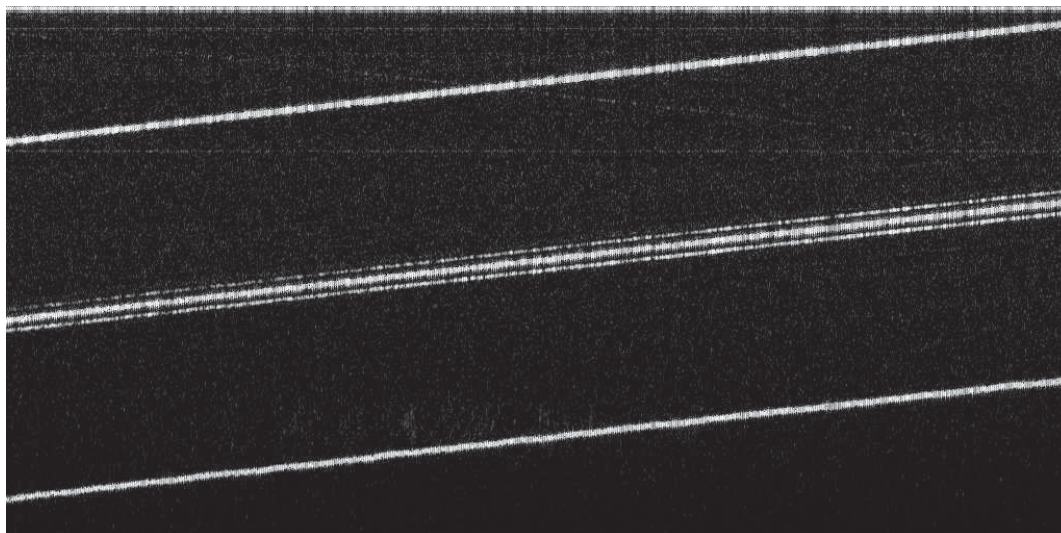
Obrázek 12 - Filtr založený na odečtení mediánu - sloupce, řádky

Na obrázku 13 je zobrazen filtrovaný obraz pomocí odečtení průměru sloupců i řádků. Jsou zde stejně jako na předchozím obrázku odečtené pruhy jak svislé, tak i vodorovné. Rozdíl ale mezi těmito obrázky je v tom, že ten, který je filtrován pomocí odečtení průměru, je tmavší.



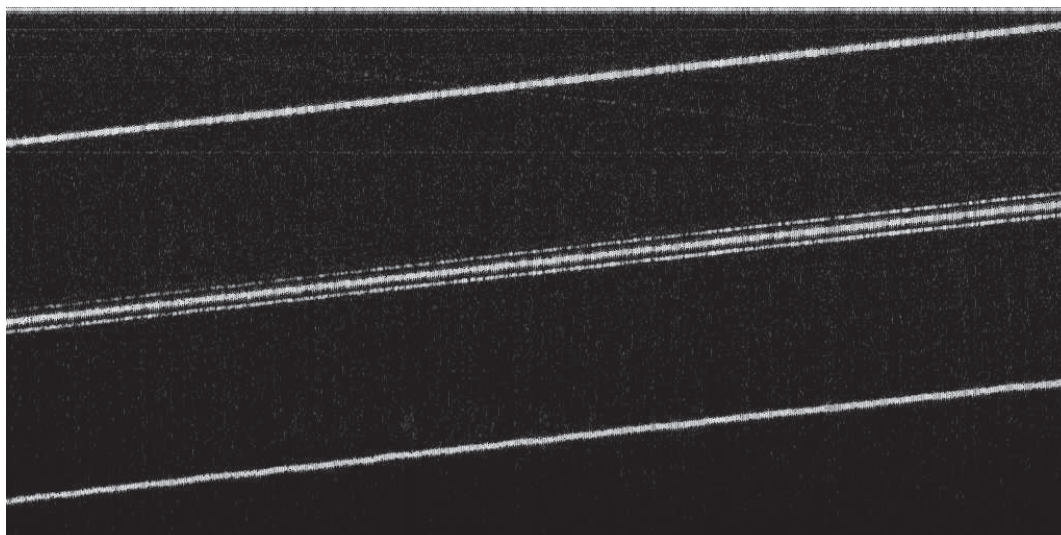
Obrázek 13 - Filtr založený na odečtení průměru - sloupce, řádky

Na obrázku 14 je zachycena filtrace pomocí filtru založeného na odečtení mediánové hodnoty sloupce. Svislý pruhový artefakt je zde potlačen, ale dva vodorovné proužky již potlačeny nejsou a navíc je patrný větší šum. Díky odečtení pouze mediánové hodnoty sloupců ale dochází k menšímu zkreslení, než je tomu u odečtení mediánové hodnoty jak sloupců, tak i řádků.



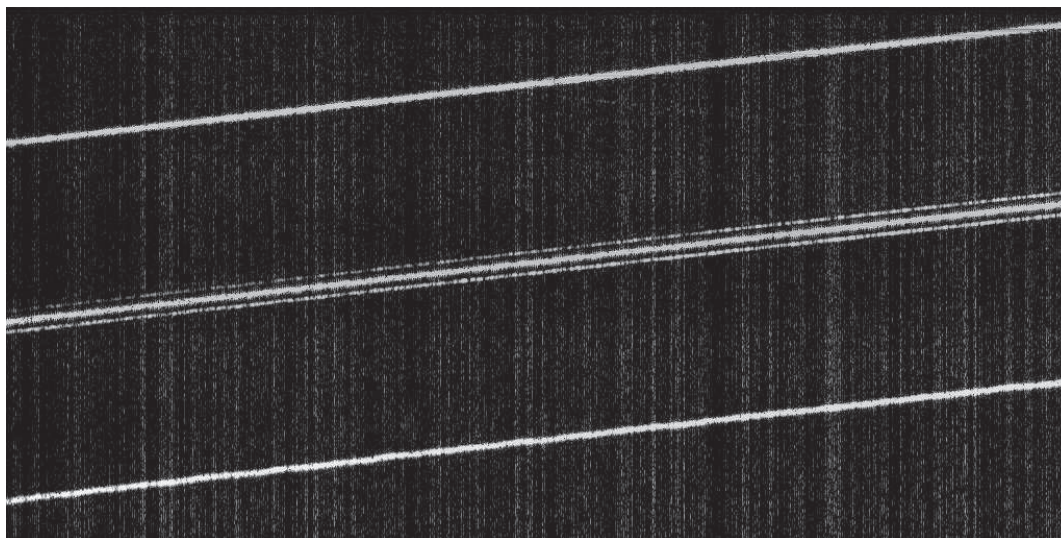
Obrázek 14 - Filtr založený na odečtení mediánu - sloupce

Obrázek 15 znázorňuje skoro to samé, jako obrázek 14, jen filtrace zde proběhla pomocí odečtení průměrné hodnoty sloupců.



Obrázek 15 - Filtr založený na odečtení průměru - sloupce

Obrázek 16 zobrazuje neúčinnou filtraci pomocí filtru založeného na odečtení mediánu řádků. Je vidět, že vodorovné proužky sice eliminovány byly, ale vzhledem k tomu, že v tomto obrazu převládá svislý pruhový artefakt, který lze redukovat pomocí odečtení mediánové nebo průměrné hodnoty sloupců, tak filtrace není efektivní.



Obrázek 16 - Filtr založený na odečtení mediánu - řádky

Na filtrovaných obrázcích jsou poměrně dobře odstraněny artefakty, ale stejně jako po každé filtraci je zde ztráta užitečných dat. Při použití filtru založeného na odečtení mediánu je oproti filtru založeného na odečtení průměru menší ztráta užitečných dat. Projeví se to hlavně méně ztmaveným obrazem.

To, jak je filtrace užitečná a jak je výsledný obraz zkreslen, závisí na nastavení jasu, kontrastu a dynamického rozsahu. Například, čím vyšší bude jas originálního obrázku, tím tmavší bude obrázek filtrovaný.

Na některých obrázcích je vidět, že v místech odečtení proužku vznikl na filtrovaných datech tmavý pruhový artefakt. Je to způsobeno stejným důvodem, jako jsou redukovány artefakty, tedy odečtením průměru nebo mediánu sloupců či řádků.

Další naměřená a filtrovaná data jsou přiložena v příloze.

Závěr

V rámci této práce byl popsán základní princip optické koherentní tomografie, její aplikace a možné artefakty. Dále byla vytvořena metoda řešení pruhového artefaktu v prostředí MATLAB a vytvořena uživatelské aplikace. V této aplikaci lze komfortně načítat a zobrazovat data, jednoduše měnit základní parametry a provádět eliminaci pruhového artefaktu. Získaná data z optického koherentního tomografu typu Thorlabs OCS1300SS byla použita pro testování vytvořeného programu a výsledné obrázky jsou uvedeny v příloze.

Filtrace pomocí odečtení mediánové nebo průměrné hodnoty sloupců či řádků se zdá být jako nejúčinnější. Není to ale stoprocentní metoda, u které by byl pruhový artefakt odstraněn vždy. Obrovskou výhodou je ovšem poměrně malé zkreslení užitečného obrazu, kdy se jedná především o ztmavení.

Metoda filtrace by se mohla dále rozšiřovat o detekci užitečného obrazu, vytvoření masky a eliminaci pouze pozadí.

Při tvorbě uživatelského prostředí se bral ohled na jednoduchost a efektivnost ovládání uživatelem. Proto je v aplikaci mimo jednoduchého načítání dat a nastavování základních parametrů možnost si originální a filtrované obrázky zvětšit a uložit. Ukládání obrázků ve formátech o menší velikosti je zde zvoleno hlavně pro menší nároky na archivaci dat.

Optická koherentní tomografie je rychle se rozvíjející zobrazovací metoda, která na počátku měla své uplatnění pouze v průmyslu pro zjišťování vad optických kabelů. Během několika let vědci vytvořili přístroj, který dokáže neinvazivně zobrazit fyziologii a morfologii tkáně ve vysokém rozlišení.

Seznam literatury

- [1] ČERVINKA, Pavel, Radim ŠPAČEK a Petr KALA. Optická koherentní tomografie. Intervenční a akutní kardiologie [online]. 2011, č. 10, D21 - D23 [cit. 2012-12-03]. Dostupné z: <http://www.iakardiologie.cz/pdfs/kar/2011/90/05.pdf>
- [2] FERCHER, A F, W DREXLER, C K HITZENBERGER a T LASSER. Optical coherence tomography - principles and applications. Reports on Progress in Physics. 2003-02-01, roč. 66, č. 2, s. 239-303. ISSN 0034-4885. DOI: 10.1088/0034-4885/66/2/204.
- [3] HOFER, Bernd, Boris POVAŽAY, Boris HERMANN, Sara M. REY, Vedran KAJIĆ, Alexandre TUMLINSON, Kate POWELL, Gerald MATZ a Wolfgang DREXLER. Artefact reduction for cell migration visualization using spectral domain optical coherence tomography. Journal of Biophotonics. 2011, roč. 4, č. 5, s. 355-367. ISSN 1864063x. DOI: 10.1002/jbio.201000109.
- [4] HORÁKOVÁ, Dana. Roztroušená skleróza – naše současné možnosti při diagnostice, stanovení prognózy nemoci a sledování efektivity léčby. Neurologia pre prax [online]. 2011, 12(4), s. 260-263 [cit. 2012-12-04]. Dostupné z: http://www.solen.sk/index.php?page=pdf_view&pdf_id=5212&magazine_id=3
- [5] CHEN, Jennifer a Lawrence LEE. Clinical applications and new developments of optical coherence tomography: an evidence-based review. Clinical and Experimental Optometry. 2007, roč. 90, č. 5, s. 317-335. ISSN 0816-4622. DOI: 10.1111/j.1444-0938.2007.00151.x.
- [6] RADIM, Kolář. Lékařská diagnostická technika. Brno: VUT, 2006. ISBN ABM 07-91
- [7] SAKATA, Lisandro M, Julio DELEON-ORTEGA, Viviane SAKATA a Christopher A GIRKIN. Optical coherence tomography of the retina and optic nerve - a review. Clinical. 2009, roč. 37, č. 1, s. 90-99. ISSN 14426404. DOI: 10.1111/j.1442-9071.2009.02015.x.
- [8] SAXENA, Sandeep, Travis A MEREDITH a Sandeep SAXENA. Optical coherence tomography: Retinal Disease. New York, NY: McGraw-Hill Medical, c2008, xvi, 381 p. ISBN 00-716-0187-2.

- [9] SERBECIC, Nermin, Fahmy ABOUL-ENEIN, Sven C. BEUTELSPACHER, Clemens VASS, Wolfgang KRISTOFERITSCH, Hans LASSMANN, Andreas REITNER, Ursula SCHMIDT-ERFURTH a Christoph KLEINSCHNITZ. High Resolution Spectral Domain Optical Coherence Tomography (SD-OCT) in Multiple Sclerosis: The First Follow Up Study over Two Years. PLoS ONE. 2011-5-17, roč. 6, č. 5, e19843-. DOI: 10.1371/journal.pone.0019843.
- [10] SCHMITT, Joseph M. Optical coherence tomography (OCT): a review. IEEE journal of selected topics in quantum electronics: a publication of the IEEE Lasers and Electro-optics Society. roč. 5, č. 4, s. 1205-1215. ISSN 1077-260x.
- [11] Swept Source OCT Systems. Thorlabs [online]. 2012 [cit. 2012-12-11]. Dostupné z: http://www.thorlabs.com/NewGroupPage9.cfm?ObjectGroup_ID=2098
- [12] TOMLINS, P H a R K WANG. Theory, developments and applications of optical coherence tomography. Journal of Physics D: Applied Physics. 2005-08-07, roč. 38, č. 15, s. 2519-2535. DOI: 10.1088/0022-3727/38/15/002.

Seznam obrázků

Obrázek 1- Standardní schéma OCT založeného na nízkokoherenčním Michelsonově interferometu. Převzato z [12]	3
Obrázek 2 - Time-domain. Převzato z [2]	6
Obrázek 3 - Fourier-domain OCT. Převzato z [2]	7
Obrázek 4 - Rozdíl mezi zobrazením Time-domain (vlevo) a Fourier-domain (vpravo). Převzato z [7]	8
Obrázek 5 - Chronické stádium makulární díry. Převzato z [5]	9
Obrázek 6 - Artefakty přítomny v OCT zobrazení. Převzato z [3]	14
Obrázek 7 - Blokové schéma navrhované redukce artefaktů pro vytvoření tomogramů z nezpracovaných dat FD-CT. Převzato z [3]	14
Obrázek 8 - Schéma vlastního řešení.....	17
Obrázek 9 - Uživatelské prostředí.....	18
Obrázek 10 - Filtrace v uživatelském prostředí	19
Obrázek 11 - Originál - CD.....	20
Obrázek 12 - Filtr založený na odečtení mediánu - sloupce, řádky	21
Obrázek 13 - Filtr založený na odečtení průměru - sloupce, řádky	21
Obrázek 14 - Filtr založený na odečtení mediánu - sloupce	22
Obrázek 15 - Filtr založený na odečtení průměru - sloupce	22
Obrázek 16 - Filtr založený na odečtení mediánu - řádky	23

Seznam zkratek

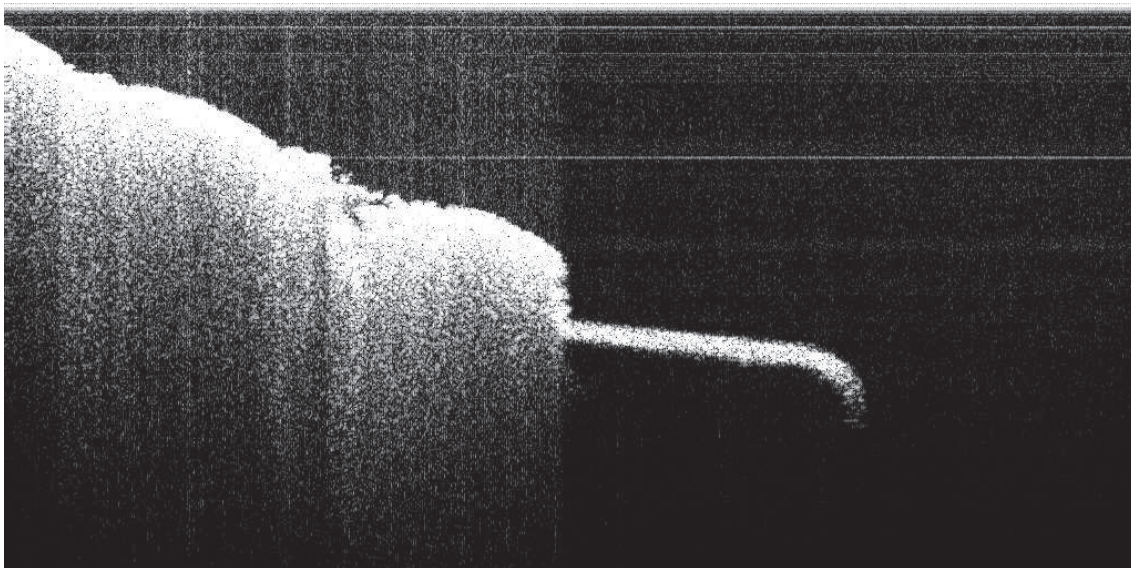
CNS	Centrální nervový systém
FD-OCT	Fourier-domain OCT
FFT	Fast Fourier transform – Rychlá Fourierova transformace
FWHM	Full width at half maximum - Šířka v půlce maxima
IFFT	Inverse Fast Fourier transform - Inverzní rychlá Fourierova transformace
IVUS	Intravaskulární ultrazvuk
MR	Magnetická rezonance
NIR	Near infrared – Blízké infračervené záření
OCDR	Optical coherence-domain reflectometry – Optická koherentní reflektometrie (jednorozměrná optická technika)
OCT	Optická koherentní tomografie
RTG	Rentgen
SLD	Superluminiscenční dioda
SS-OCT	Swept-source OCT
TD-OCT	Time-domain OCT
TVFP	Time varying fixed-pattern noise – Časově proměnný šum

Přílohy

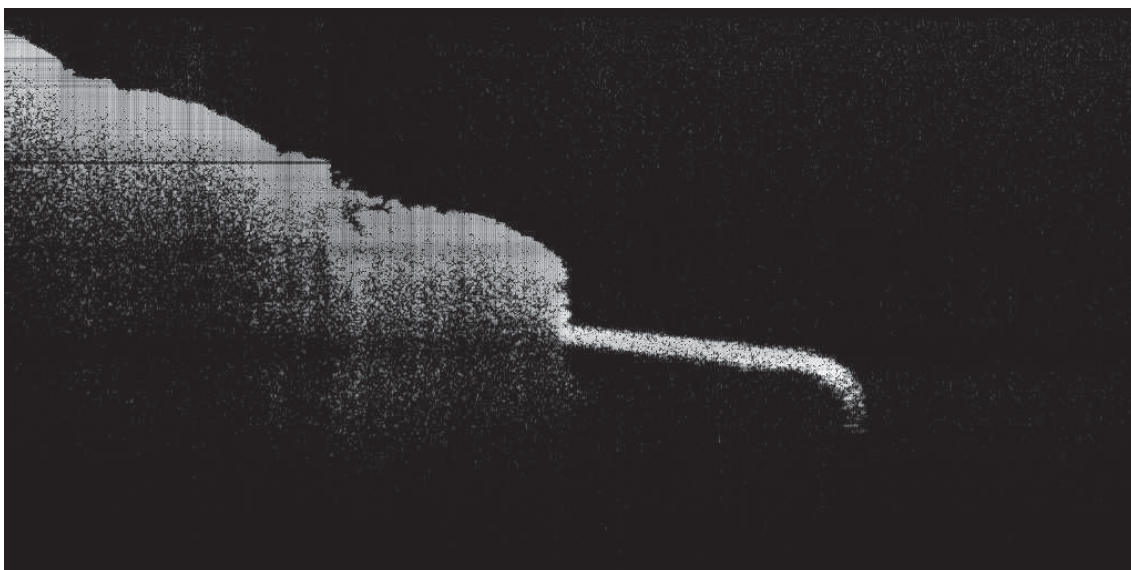
Seznam příloh

Tužka	II
Konec tužky	V
Vzorek kůže	VIII
Dužnina jablka	XI
Noha včely	XIV
Jehlice borovice	XVI

Tužka



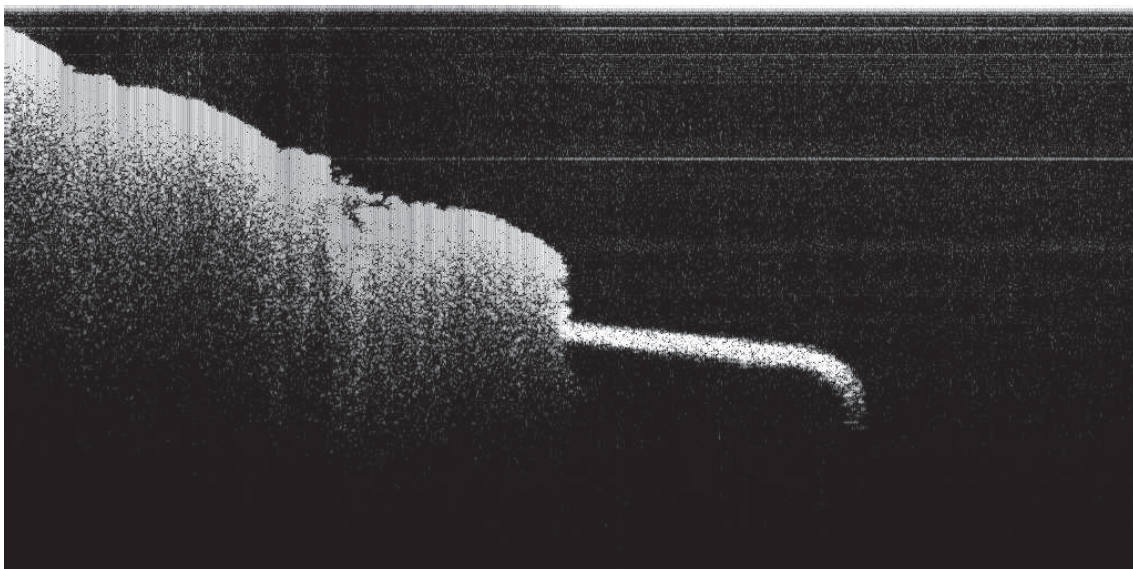
Obr. 1 – Originál – jas 22, kontrast 4, dynamický rozsah 44 dB



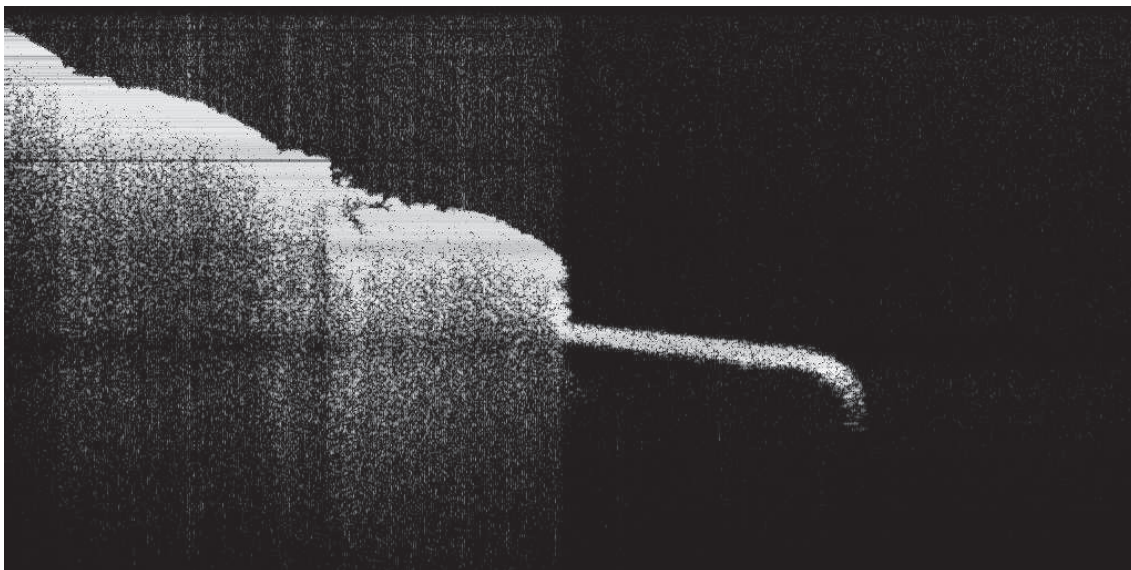
Obr. 2 - Filtr založený na odečtení mediánu – sloupce, řádky



Obr. 3 - Filtr založený na odečtení průměru – sloupce, řádky



Obr. 4 - Filtr založený na odečtení mediánu – sloupce

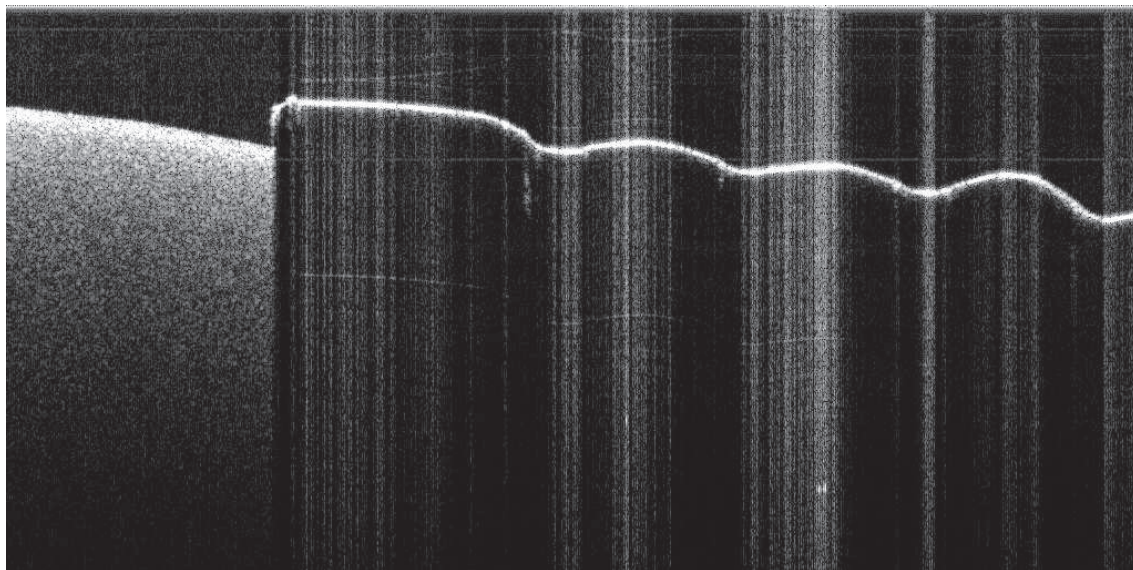


Obr. 5 - Filtr založený na odečtení mediánu – řádky

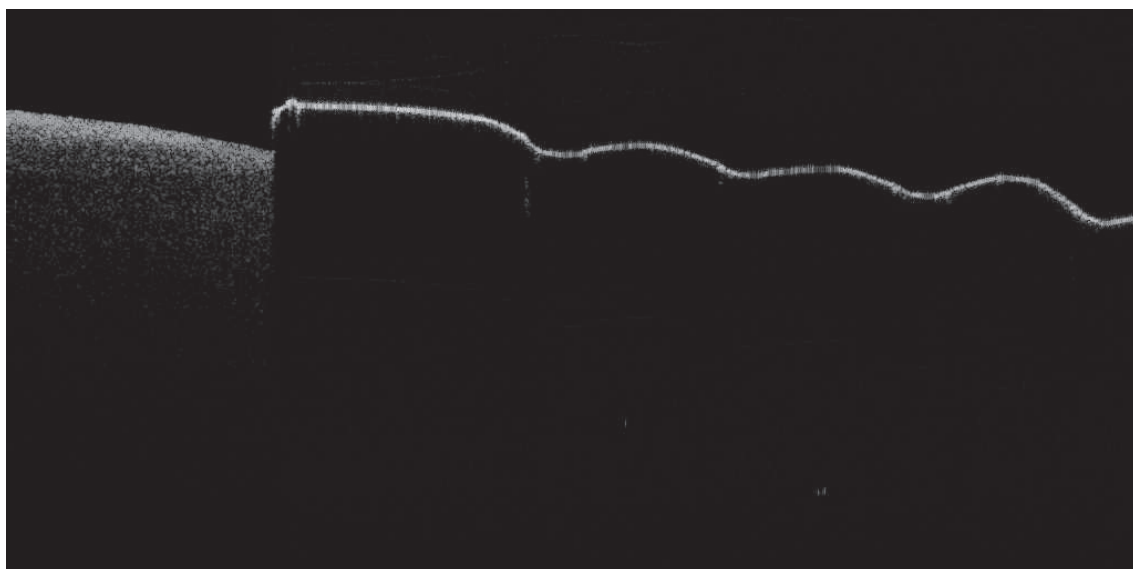


Obr. 6 - Filtr založený na odečtení průměru – řádky

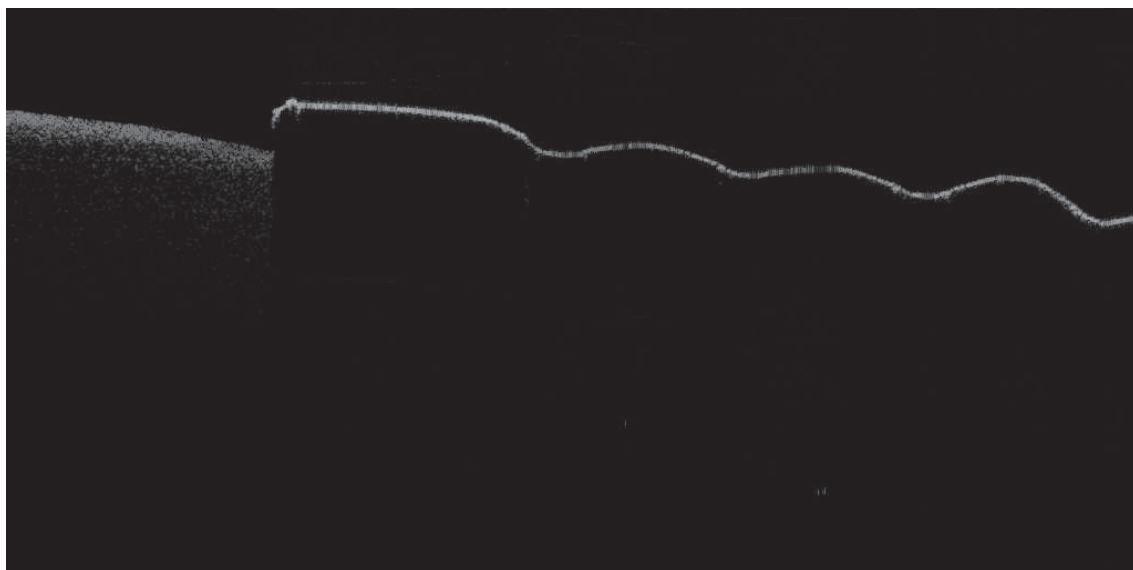
Konec tužky



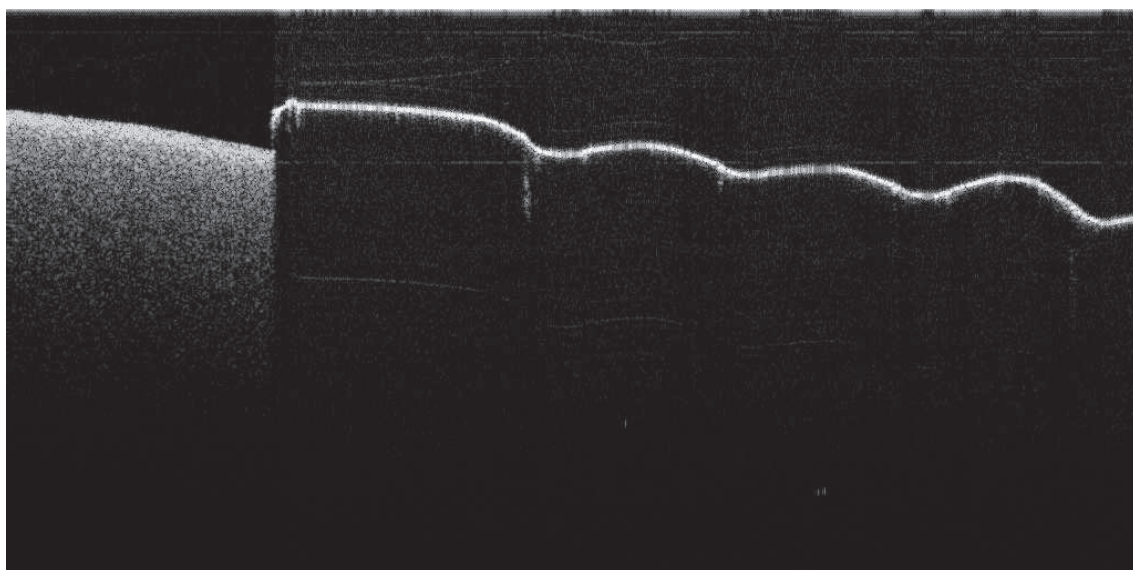
Obr. 7 – Originál – jas 40, kontrast 2, dynamický rozsah 49 dB



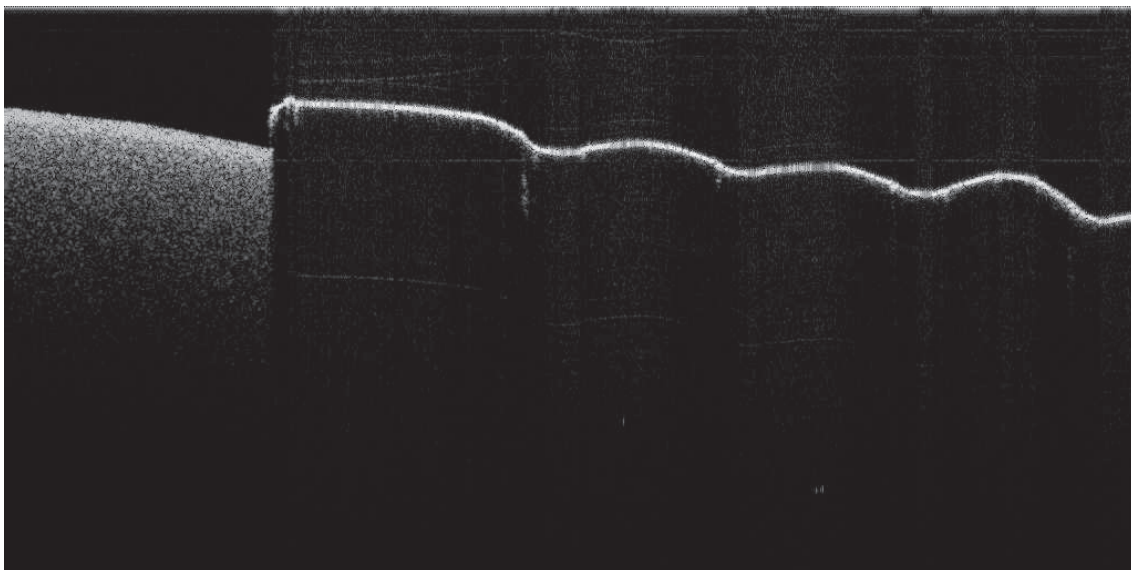
Obr. 8 - Filtr založený na odečtení mediánu – sloupce, řádky



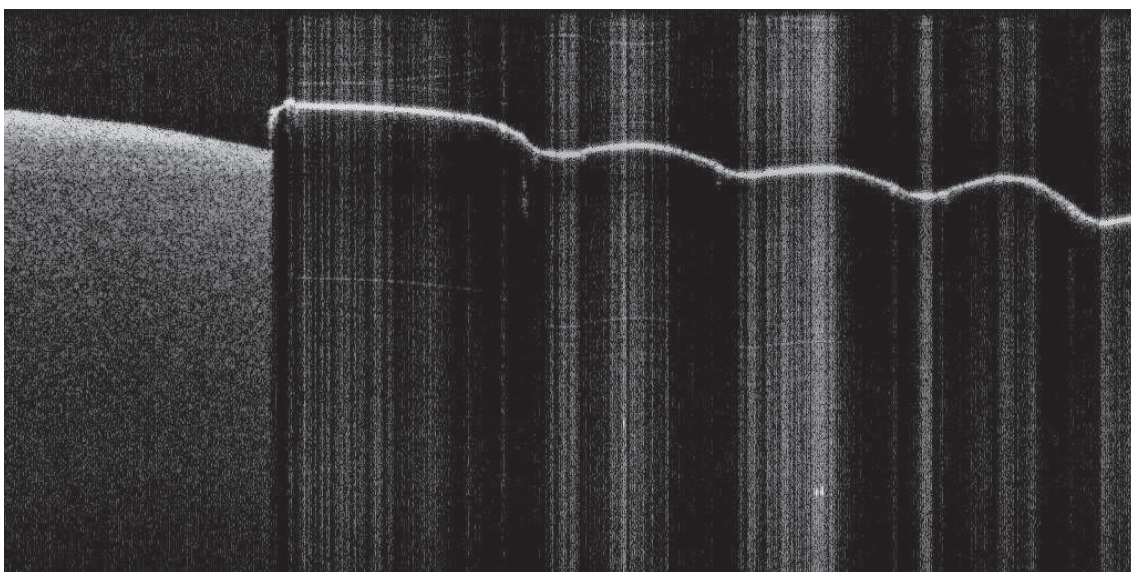
Obr. 9 - Filtr založený na odečtení průměru – sloupce, řádky



Obr. 10 - Filtr založený na odečtení mediánu – sloupce

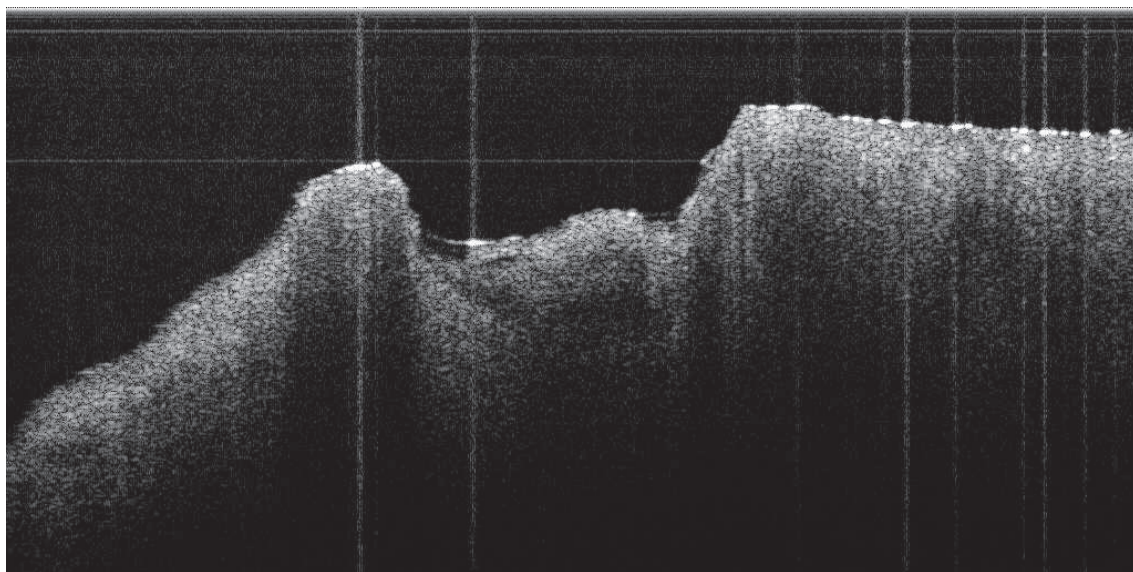


Obr. 11 - Filtr založený na odečtení průměru – sloupce

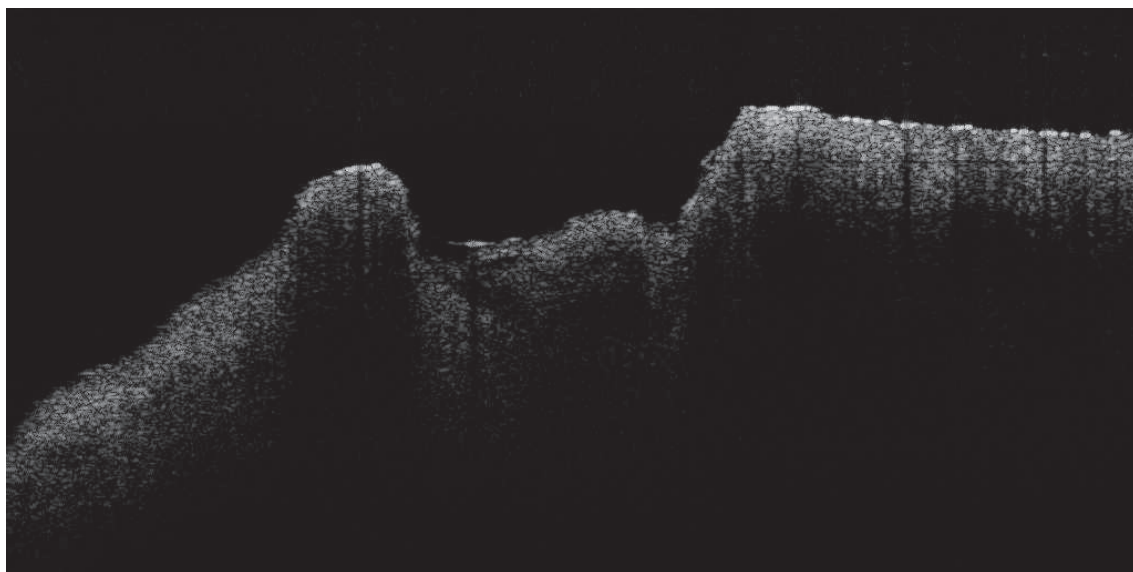


Obr. 12 - Filtr založený na odečtení mediánu – řádky (neúčinné)

Vzorek kůže



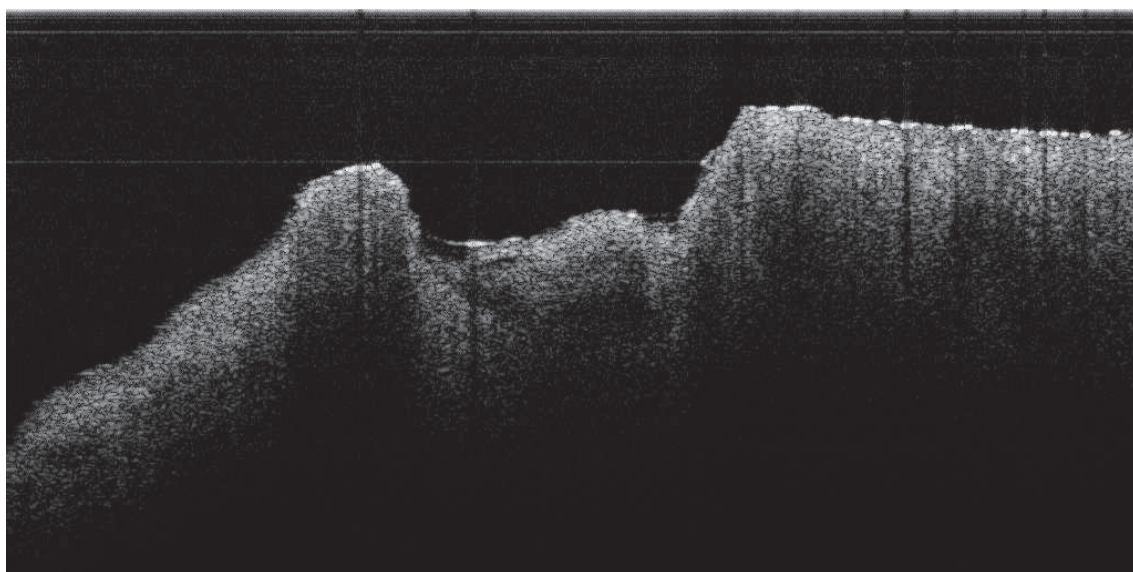
Obr. 13 - Originál – jas 28, kontrast 2, dynamický rozsah 44 dB



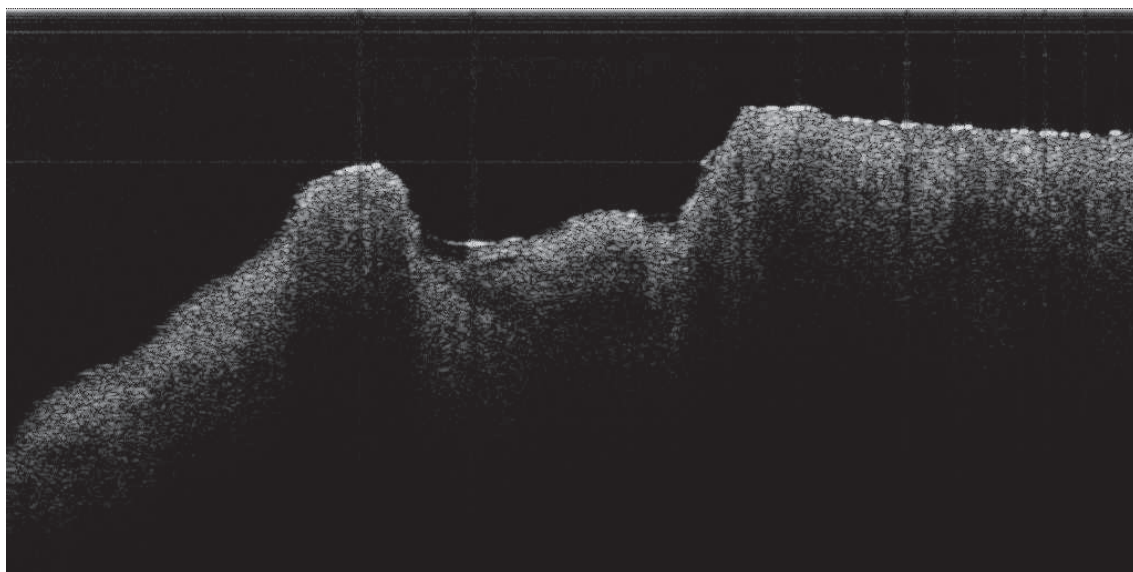
Obr. 14 - Filtr založený na odečtení mediánu – sloupce, řádky



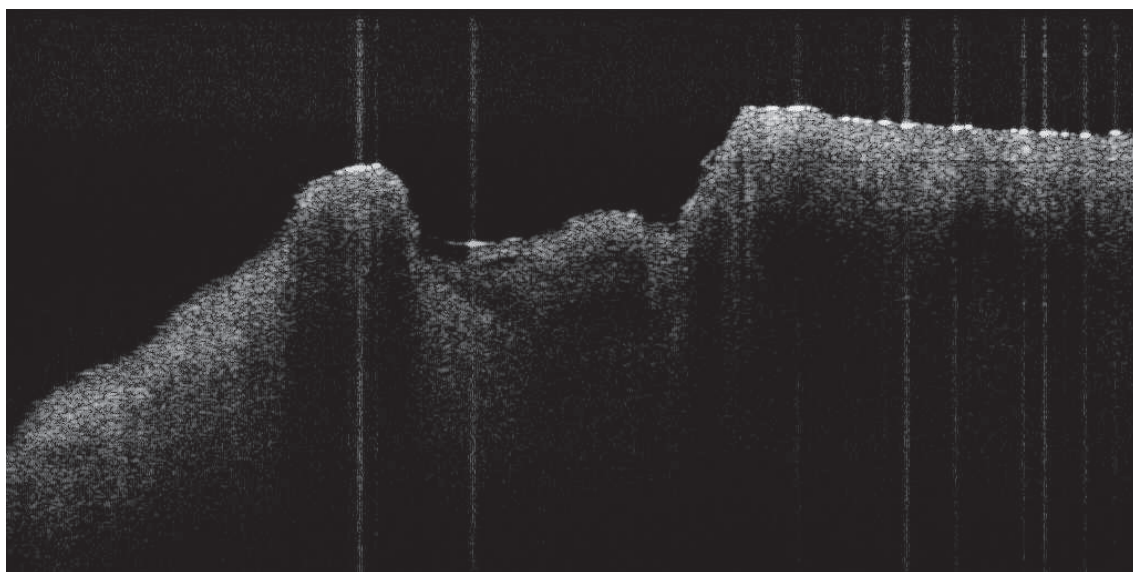
Obr. 15 - Filtr založený na odečtení průměru – sloupce, řádky



Obr. 16 - Filtr založený na odečtení mediánu – sloupce

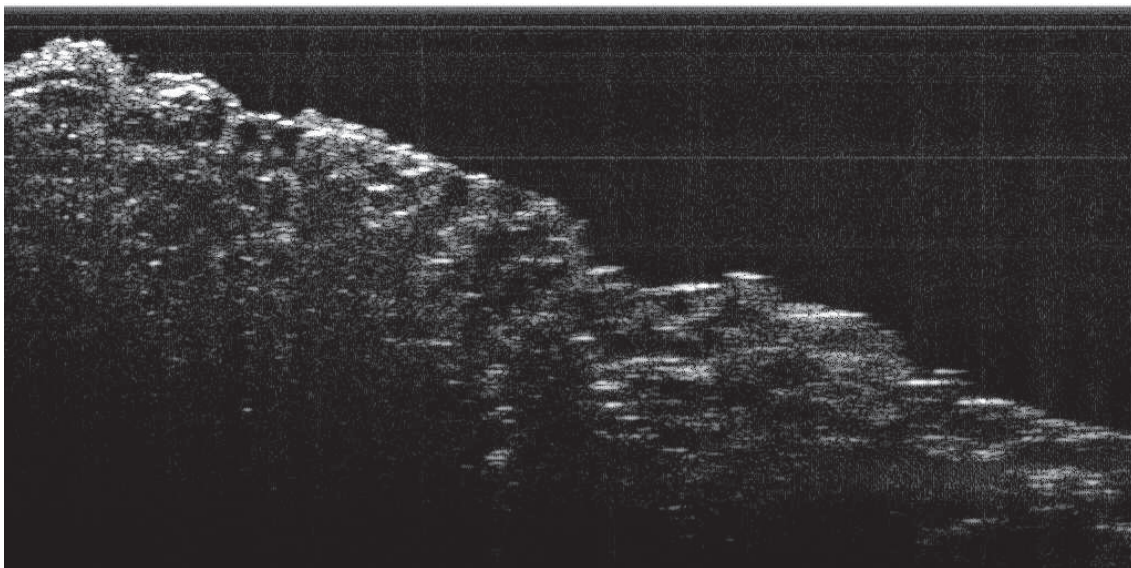


Obr. 17 - Filtr založený na odečtení průměru – sloupce

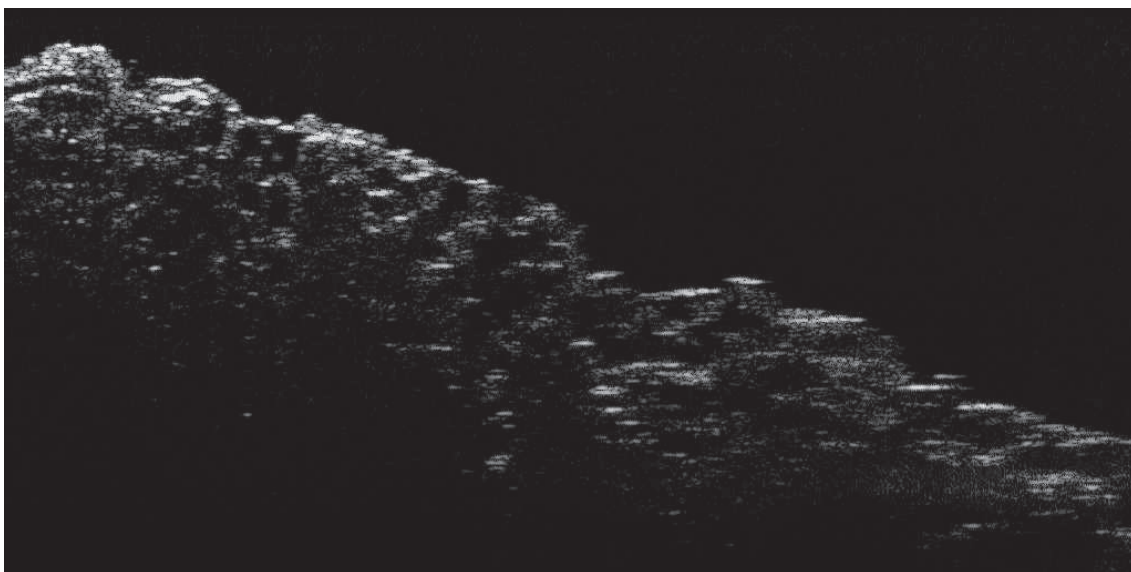


Obr. 18 - Filtr založený na odečtení mediánu – řádky

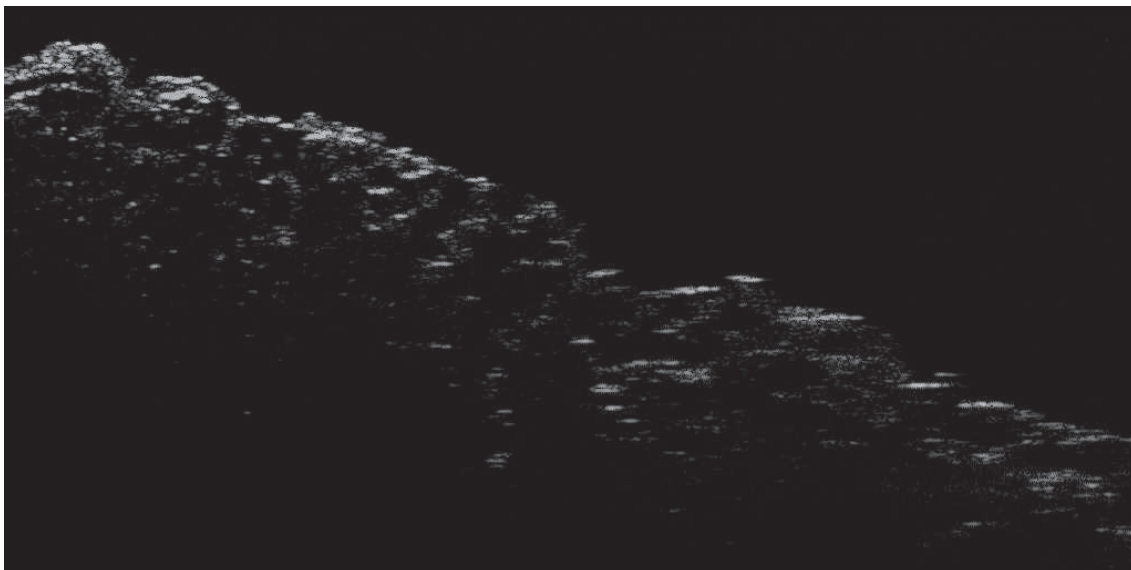
Dužnina jablka



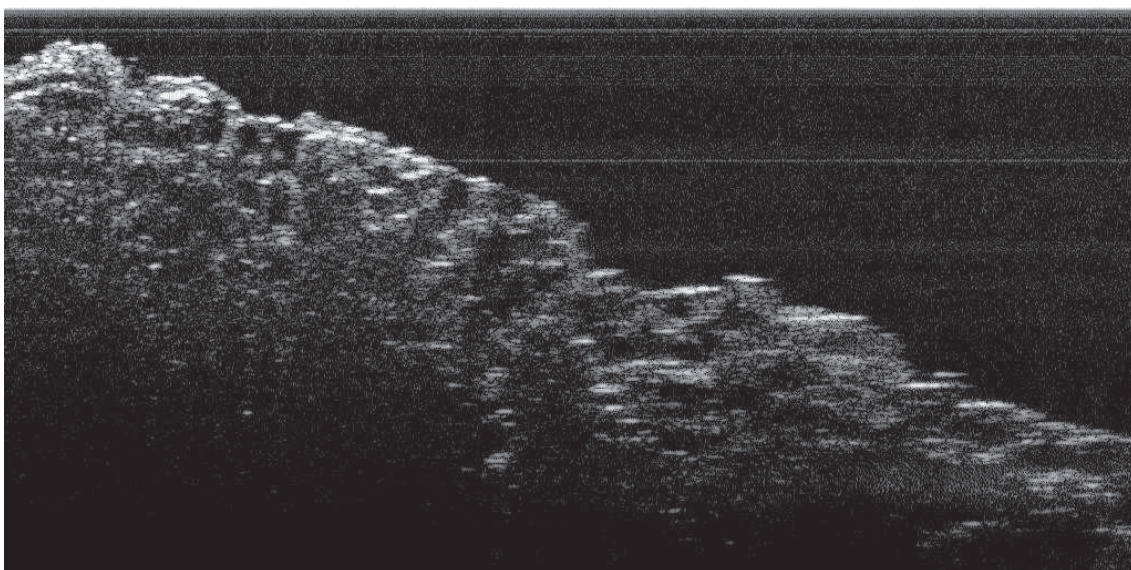
Obr. 19- Originál – jas 24, kontrast 2, dynamický rozsah 39 dB



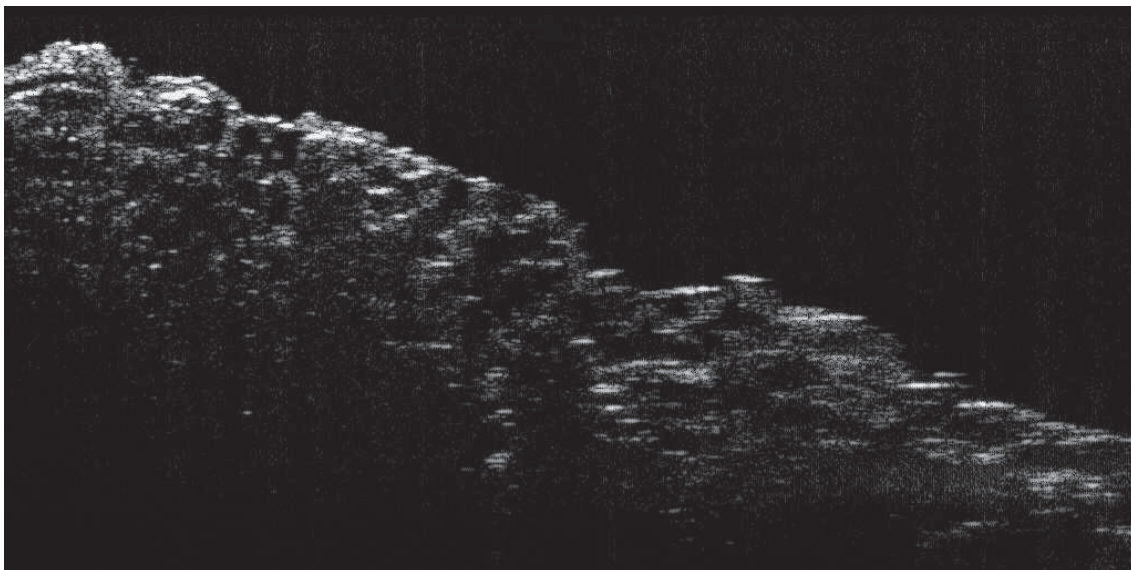
Obr. 20 - Filtr založený na odečtení mediánu – sloupce, řádky



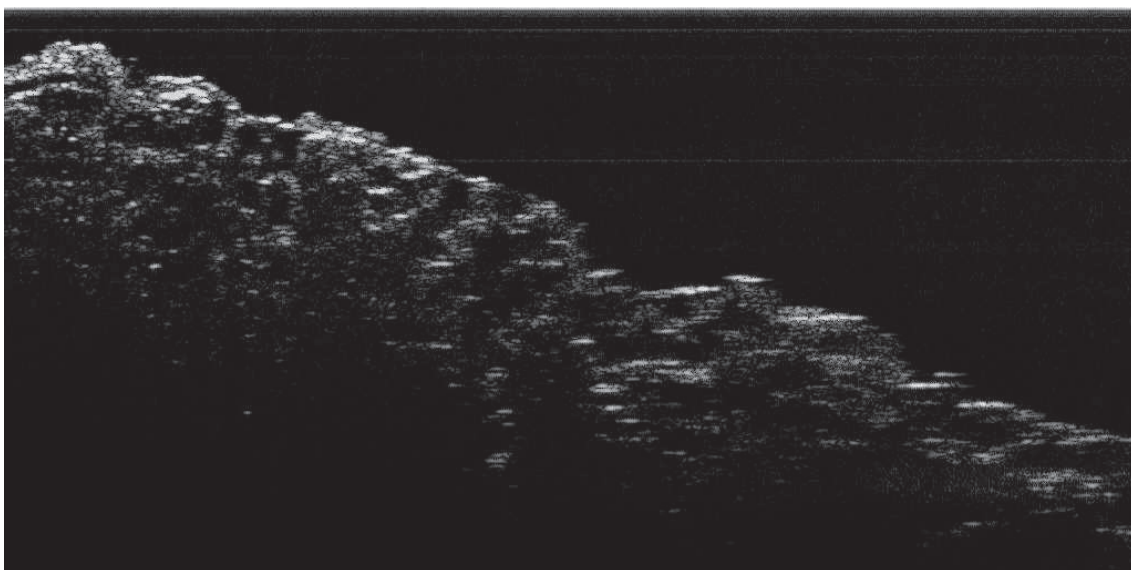
Obr. 21 - Filtr založený na odečtení průměru – sloupce, řádky



Obr. 22 - Filtr založený na odečtení mediánu – sloupce

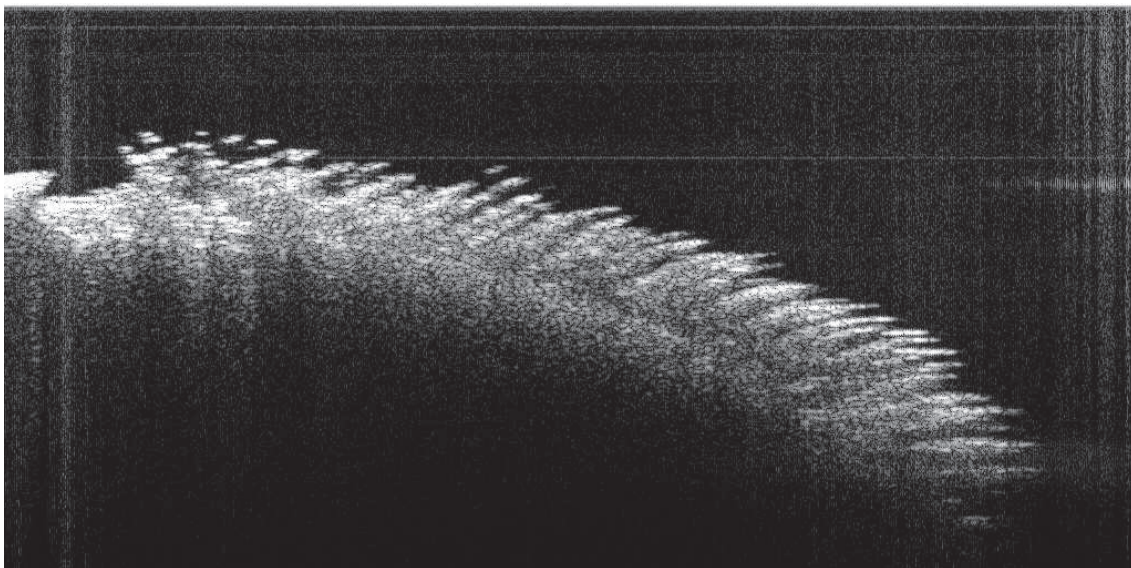


Obr. 23 - Filtr založený na odečtení mediánu – řádky

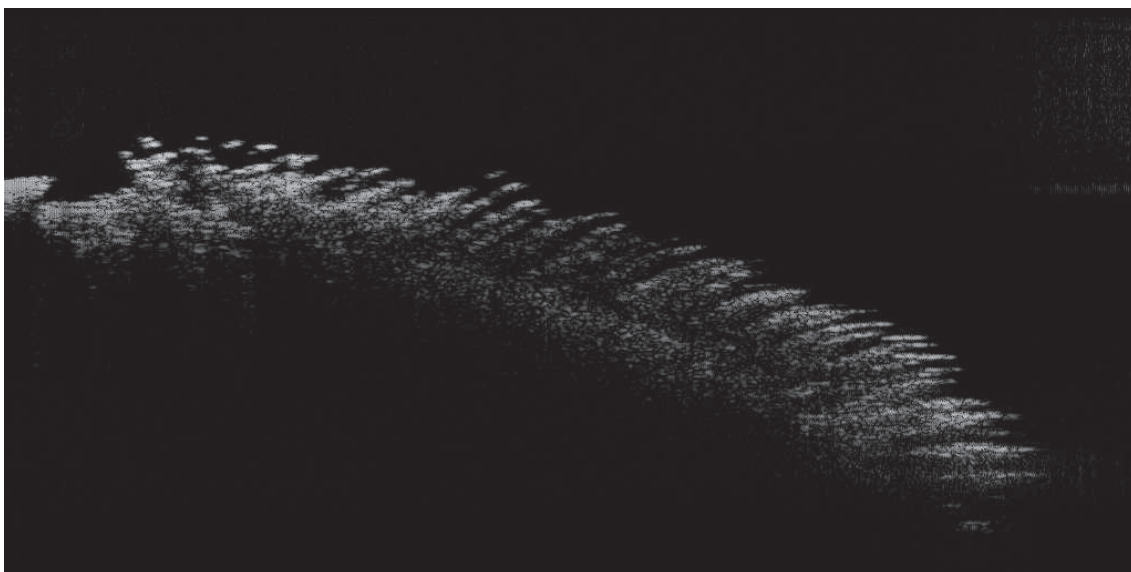


Obr. 24 - Filtr založený na odečtení průměru – sloupce

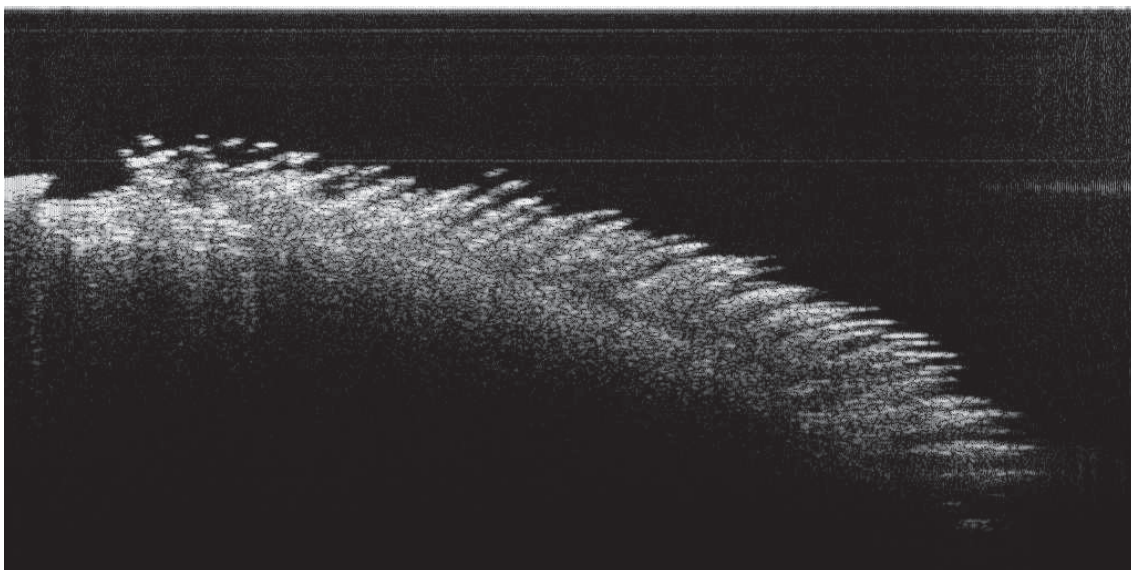
Noha včely



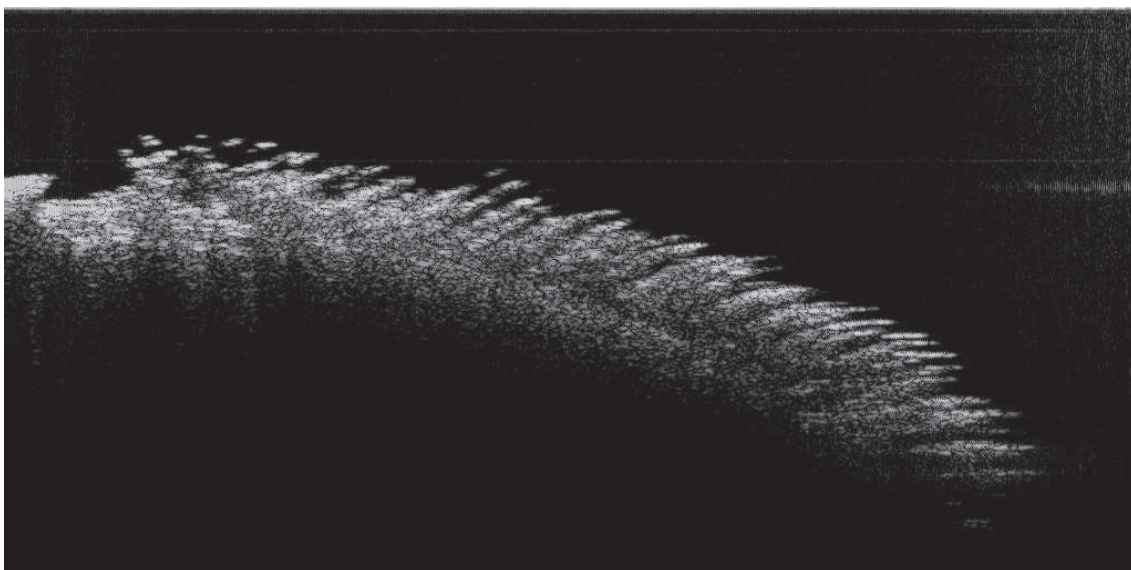
Obr. 25 - Originál - jas 20, kontrast 2, dynamický rozsah 40 dB



Obr. 26 - Filtr založený na odečtení mediánu – sloupce, řádky

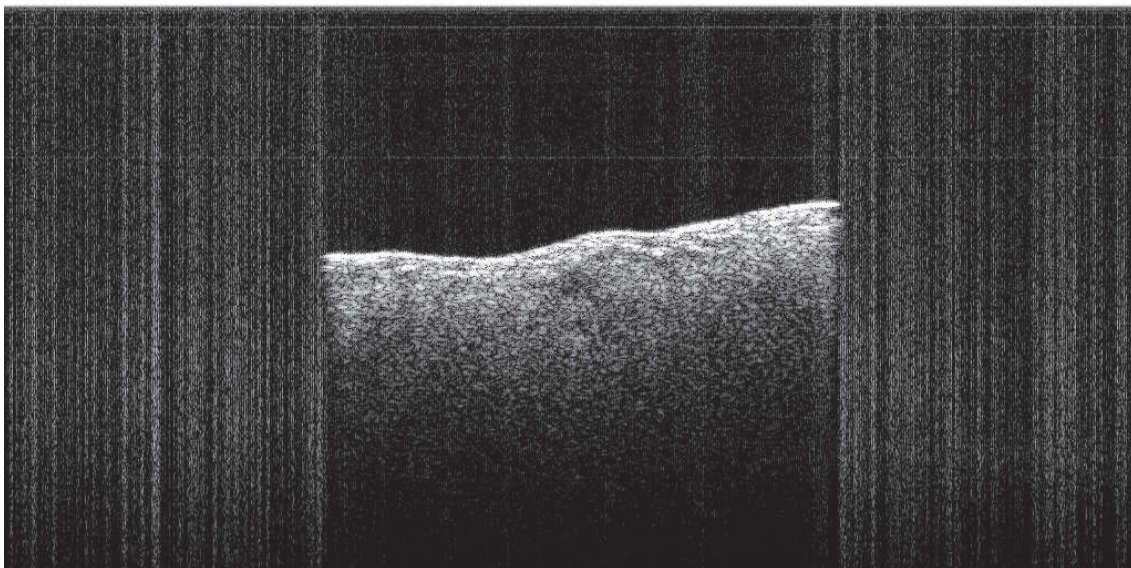


Obr. 27 - Filtr založený na odečtení mediánu – sloupce



Obr. 28 - Filtr založený na odečtení průměru – sloupce

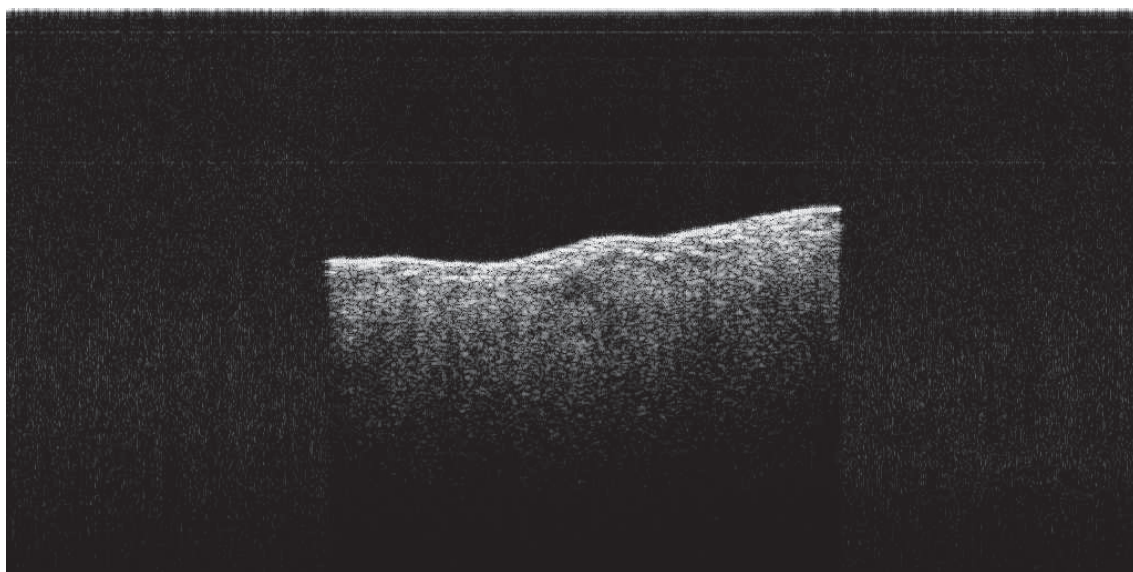
Jehlice borovice



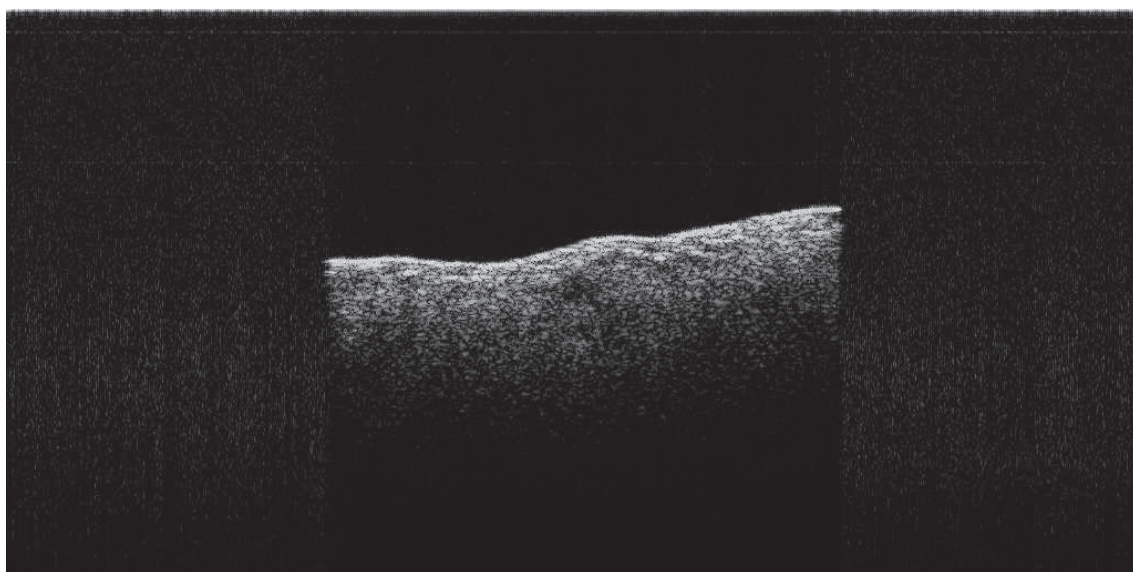
Obr. 29 - Originál - jas 14, kontrast 2, dynamický rozsah 38 dB



Obr. 30 - Filtr založený na odečtení mediánu – sloupce, řádky



Obr. 31 - Filtr založený na odečtení mediánu – sloupce



Obr. 32 - Filtr založený na odečtení průměru – sloupce